

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA

**DEPARTAMENTO DE ANATOMÍA Y EMBRIOLOGÍA
HUMANAS**



TESIS DOCTORAL

**Influencia de la altura rotuliana sobre la biomecánica de la
rodilla**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Gustavo Aparicio Campillo

DIRECTORES

**Luis López-Durán Stern
Antonio Ros Felip
Fernando Marco Martínez**

Madrid, 2017

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE ANATOMÍA Y
EMBRIOLOGÍA HUMANAS



TESIS DOCTORAL
INFLUENCIA DE LA ALTURA ROTULIANA SOBRE LA
BIOMECÁNICA DE LA RODILLA

Autor: Gustavo Aparicio Campillo

Directores: Profesor Dr. Luis López-Durán Stern

Profesor Dr. Antonio Ros Felip

Profesor Dr. Fernando Marco Martínez

Madrid, 2015

Don Luis López-Durán Stern, Catedrático acreditado de Cirugía Ortopédica y Traumatología de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid.

Don Fernando Marco Martínez, Catedrático de Cirugía Ortopédica y Traumatología de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid.

Don Antonio Ros Felip , Profesor Titular de la Escuela de Ingenieros Industriales de la Universidad Politécnica de Madrid.

CERTIFICAMOS: que la Tesis Doctoral realizada bajo nuestra dirección por don Gustavo Aparicio Campillo titulada “INFLUENCIA DE LA ALTURA ROTULIANA SOBRE LA BIOMECÁNICA DE LA RODILLA “, reúne las condiciones de originalidad requeridas y corresponde fielmente a los resultados obtenidos.

El presente trabajo ha sido revisado por los que suscriben, encontrándolo apto para su presentación , lectura y defensa como Tesis Doctoral ante el Tribunal que en su día se designe.

Y para que así conste donde proceda , firman el presente documento en Madrid , a 2 de septiembre de 2015.

Don Luis López-Durán Stern

Don Fernando Marco Martínez

Don Antonio Ros Felip

A Silvia , Laura y Beatriz , por el tiempo no dedicado.

AGRADECIMIENTOS

Gracias a Luis López-Durán y Fernando Marco por la confianza depositada. Agradezco al Departamento de Anatomía de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense que dirige Jorge Alfonso Murillo por permitir la inscripción de esta tesis en su departamento. Gracias a Luis Arráez, y a Ana María Alvarez, por su colaboración .

Esta tesis no se habría podido realizar si no hubiera conocido a Antonio Ros y su equipo del Laboratorio de Resistencia de Materiales de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales de la Universidad Politécnica de Madrid. Reconocer la ayuda y tiempo prestados por Myriam Serrano, Alba Olías y Evelyn García. También quiero reconocer a Rafael Claramunt su visión durante el desarrollo del trabajo.

Por último, gracias a Jose por su ayuda técnica.

ÍNDICE

RESUMEN.....	1
ABSTRACT	3
JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS , OBJETIVOS.....	5
ABREVIATURAS.....	7

CAPITULO 1. INTRODUCCIÓN

1.1.Biomecánica de la rodilla.....	11
1.1.1.Algunos conceptos sobre cinemática de la rodilla.....	11
1.1.2.Articulación femoropatelar.....	15
1.1.2.1.Cinemática.....	15
1.1.2.1.1.Movimientos de la patella, ligamentum patellae y tendón cuadriceps.....	15
1.1.2.1.2.Zonas de contacto femoropatelares.....	17
1.1.2.2. Estática de la articulación femoropatelar.....	20
1.1.2.2.1. Estudios sobre la femoropatelar entendida como polea (“poleístas”).....	22
1.1.2.2.2 Estudios sobre la femoropatelar entendida como palanca.....	27

CAPITULO 2. MATERIAL Y METODOS

2.1. Introducción	51
2.2. Modelo teórico simplificado.....	52
2.3. Prototipo 1: modelo anatómico 3D con estado de carga limitado al plano sagital.....	56
2.4. Prototipo 2: modelo fotoelástico 2D. Resultados.....	72

CAPITULO 3. RESULTADOS

3.1 Resultados de los ensayos fotoelásticos realizados con los correspondientes diagramas de cuerpo libre y tablas.....	89
---	----

CAPITULO 4. DISCUSIÓN

4.1.Discusión biomecánica.....	108
4.2.Métodos de medición de la altura rotuliana.....	130
4.2.1.Métodos indirectos.....	130
4.2.2.Métodos directos.....	134
4.2.3.Métodos pediátricos.....	136
4.2.4.Medición de la altura rotuliana en prótesis de rodilla.....	137
4.3.Relevancia clínica de la altura rotuliana.....	140
4.3.1.Patella infera o baja	140
4.3.2.Patella alta.....	142
4.3.2.1.Patella alta e inestabilidad femoropatelar.....	143
4.3.2.2.Patella alta y síndrome de dolor femoropatelar.....	145
4.3.2.3.Patella alta y enfermedad de Osgood Schlatter.....	147
4.3.3.Relevancia clínica de la altura rotuliana en prótesis de rodilla.....	149

CAPITULO 5.CONCLUSIONES.....152

BIBLIOGRAFÍA.....	154
-------------------	-----

ANEXO	168
-------------	-----

(Trabajos científicos ya publicados por el autor y Autorización de la Editorial)

RESUMEN

La alteración de la altura rotuliana tiene importantes repercusiones clínicas. La patella baja se ha asociado con rigidez, dolor y pérdida de fuerza extensora. La patella alta se relaciona con inestabilidad femoropatelar, entesopatías del aparato extensor, enfermedades de Osgood-Schlatter y Sinding-Larsen Johansson en adolescentes, dolor en cara anterior de rodilla y artrosis femoropatelar. La alteración de la línea articular en prótesis de rodilla afecta la fuerza extensora de los pacientes y su capacidad para subir y bajar escaleras, dolor en cara anterior de rodilla, pérdida del rango de movimiento en caso de patella baja, e inestabilidad femoropatelar en caso de patella alta.

Partimos de la hipótesis de que una alteración de la altura rotuliana influye sobre la biomecánica de la rodilla, y que es posible diseñar un modelo experimental para demostrarlo.

Como paso previo a su confirmación, se realizó un estudio teórico elemental en el que se plantearon las condiciones de equilibrio correspondientes a los diagramas de cuerpo libre de los elementos estructurales de la rodilla.

Diseñamos un primer modelo con réplicas de huesos reales en material sintético y un montaje para extensometría que limitaba el estado de carga al plano sagital, pero presentó limitaciones que no permitieron confirmar la hipótesis.

Un segundo modelo bidimensional, tanto en geometría como en estado de carga basado en el modelo de rodilla de Yamaguchi y Zajac (1989) y una nueva aplicación de la fotoelasticidad, permitió localizar los puntos de contacto femoropatelar, femorotibial y la intensidad de las fuerzas resultantes para distintas alturas rotulianas en los grados de flexión estudiados. Los resultados de los ensayos demostraron: 1) una relación lineal

entre la longitud del ligamentum patellae y el índice de Insall ; 2) desigualdad entre los momentos de fuerza del quadriceps y el ligamentum patellae respecto al punto de contacto femoropatelar debido a la variación de sus brazos de palanca con las distintas configuraciones de altura rotuliana y flexión de rodilla ;3) incremento de la magnitud de las fuerzas del quadriceps, ligamentum patellae, fuerza de reacción femoropatelar y femorotibial, con el incremento de la flexión manteniendo un índice de Insall constante ; 4) disminución del ángulo del ligamentum patellae respecto al eje tibial con la altura rotuliana, y el cambio de signo en torno a los 75 grados de flexión.

En conclusión, el método desarrollado permite determinar la geometría y la cinética de las distintas posiciones de equilibrio, localizando los puntos de contacto femoropatelar y femorotibial, obteniendo las fuerzas que intervienen (fuerzas del ligamentum patellae y del quadriceps, reacciones del fémur sobre tibia y reacción femoropatelar), ángulos de flexión y del ligamentum patellae con respecto al eje tibial, y valorar distintas configuraciones de altura rotuliana. A la luz de nuestros resultados, la variación de la altura rotuliana podría alterar la biomecánica de la rodilla.

ABSTRACT

Patellar height changes have important clinical consequences. Patella baja has been related to pain, loss of range of movement and knee extension force. Patella alta is associated with patellofemoral instability, extensor mechanism enthesopathies, Osgood – Schlatter and Sinding-Larssen-Johansson diseases, anterior knee pain syndrome and patellofemoral osteoarthritis. In total knee arthroplasty, changes in joint line position influences knee extension strength and patient's ability to climb up and down stairs, anterior knee pain, loss of movement in case of patella baja, or patellofemoral instability in case of patella alta.

We hypothesize that a change in patellar height changes knee biomechanics, and that it is feasible to design an experimental set up to demonstrate it.

Firstly, we performed a theoretical study to establish the equilibrium conditions of free body diagrams for the knee structural elements.

Secondly, we designed a setup for extensometry based on synthetic bone replicas, limited to sagittal plane loads, but it showed limitations that made hypothesis could not be confirmed.

Thirdly, a planar model of the knee, both in geometry and loading characteristics, based on that by Yamaguchi and Zajac (1989), and a new indication of photoelasticity, allowed us to locate patellofemoral and tibiofemoral contact points, and the magnitude of forces for different patellar heights and degrees of flexion of the knee.

We could demonstrate : 1) a linear correlation between patellar height (determined by Insall's method) and the length of the ligamentum patellae; 2) quadriceps and ligamentum patellae moments were different from one another due to changes in their

moment arms from the patellofemoral contact point with different patellar height and degree of flexion configurations; 3) Increase of quadriceps, ligamentum patellae, patellofemoral and tibiofemoral reaction forces with increments of knee flexion maintaining a constant Insall index ; 4) Decrease of the angle between ligamentum patellae and tibial axis with an increase of patellar height, and the change of orientation (positive/negative) around 75 degrees of flexion.

In conclusion , the method developed determines the geometry and kinetics of different positions of equilibrium of the knee, by locating the patellofemoral and tibiofemoral contact points, actuating forces, degree of flexion and orientation of the ligamentum patellae in relation to the tibial axis, for different configurations of patellar height. According to our results, a change in patellar height could change knee biomechanics.

JUSTIFICACIÓN

Este trabajo es la continuación de una línea de investigación clínica que llevó a la publicación de dos artículos sobre el problema de la altura rotuliana (Aparicio et al.,1997 y Aparicio et al., 1999). Dichos artículos han sido muy citados con los años, dentro de su contenido, tanto en libros (“Cirugía Ortopédica de Campbell”, “Ortopedia Pediátrica de Staheli”), como en revistas de cierto impacto como el “Journal of Bone and Joint Surgery”, por ejemplo. Lamento haber tardado tanto en realizar este estudio, pero las circunstancias han tardado en ser las adecuadas. Más vale tarde que nunca.

HIPOTESIS

La principal hipótesis de esta tesis es que la alteración de la altura rotuliana influye sobre la biomecánica de la rodilla y es posible desarrollar un modelo para demostrarlo.

Dentro del marco que supone la hipótesis principal, pretendemos demostrar que:

1. La alteración de la altura rotuliana modifica el punto de contacto femoropatelar a lo largo del movimiento de la rodilla.
2. Los momentos de fuerzas del aparato extensor se alteran con la modificación del punto de contacto femoropatelar y con ello sus brazos de momento.

OBJETIVOS

1. Crear un modelo para la realización de ensayos que permitan demostrar la hipótesis planteada.
2. Demostrar la hipótesis principal y las hipótesis derivadas de ésta.
3. Aportar una revisión bibliográfica sobre el problema que dé una visión de la relevancia clínica del mismo.

ABREVIATURAS

Fp : fuerza en ligamentum patellae.

Fq : fuerza en tendón del quadriceps femoris.

Fr : fuerza de reacción femoropatelar.

Ft : fuerza de reacción tibiofemoral

Mp : brazo del momento de Fp respecto al punto de contacto femoropatelar.

Mq : brazo del momento de Fq respecto al punto de contacto femoropatelar.

Mact : brazo del momento real de la articulación femorotibial igual a la distancia perpendicular desde el punto de contacto femorotibial al ligamentum patellae.

Meff : brazo del momento efectivo del mecanismo extensor ($M_{eff} = F_p / F_q M_{act}$)

β : El ángulo del ligamentum patellae respecto al eje tibial en el plano sagital.

“ If we select any object from the whole extent of animated nature, and contemplate it fully and in all its bearings, we shall certainly come to this conclusion : that there is Design in the mechanical construction. Benevolence in the endowments of the living properties, and that Good on the whole is the result.”-Sir Charles Bell (1774-1842)(The hand, its mechanism and vital endowments as evincing design, Ch1.).

“Ce n`est autre chose pratique sinon l`effect de theorique”.

“Science sans experience n`apporte pas grande affleurance”

Les ouvres d` Ambroise Parè, 1607.

La vida es una máquina para la cual no hay respuestas ni repuestos...

Mario Benedetti.

CAPITULO 1. INTRODUCCIÓN

1.1 - Biomecánica de la rodilla

La rodilla humana es una estructura de dos articulaciones: la femorotibial y la femoropatelar, situada entre los dos brazos de palanca más largos del cuerpo humano, el fémur y la tibia.

Aunque el movimiento de la rodilla ocurre simultáneamente en tres planos, el movimiento de flexoextensión en el plano sagital es el que predomina. Del mismo modo, aunque son varios grupos musculares los que actúan sobre la rodilla, predomina el grupo muscular del cuádriceps. Así, los análisis biomecánicos básicos se pueden limitar al movimiento en un plano y a la fuerza producida por un simple grupo muscular (Nordin y Frankel, 2012).

1.1.1. Algunos conceptos sobre cinemática de la rodilla

En la articulación femorotibial, el movimiento tiene lugar en tres planos pero el mayor rango de movimiento con diferencia es en el plano sagital (140° de flexión, 0° de extensión según Proubasta et al., 1997, hasta 160° de flexión pasiva según Kapandji, 1994).

El movimiento en el plano transversal es la rotación interna y externa de la tibia con la flexoextensión, lo que se conoce como libertad de rotación o laxitud. Con la rodilla en extensión completa, la laxitud rotatoria se restringe por el autobloqueo de los cóndilos femorales y tibiales, debido a la tensión de los ligamentos cruzados y laterales en extensión. Con la extensión, tiene lugar una rotación externa de la tibia, y con la flexión la tibia rota a interno.

La flexión de la rodilla incluye una combinación de rodadura y deslizamiento de los cóndilos femorales sobre las mesetas tibiales (Fig.1.1).

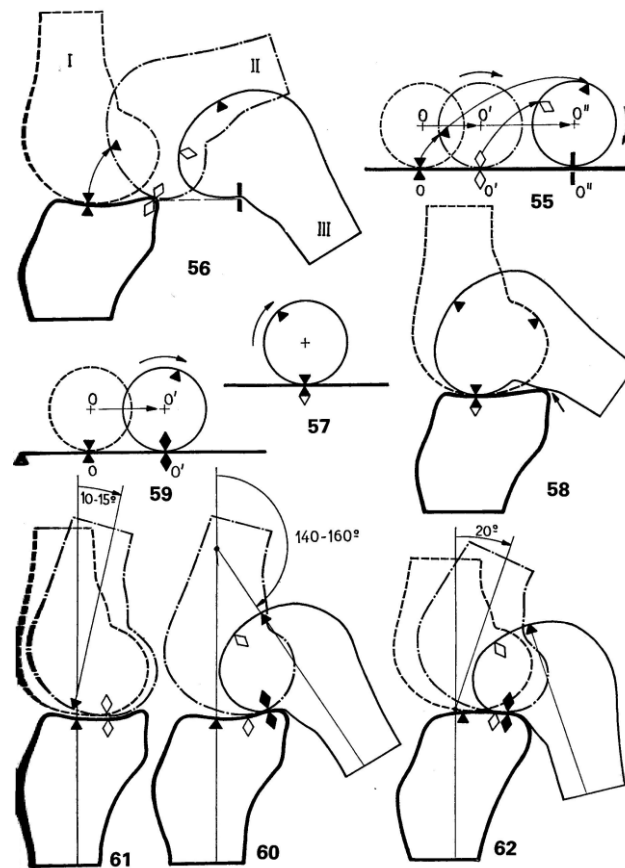


Fig 1.1 - Movimiento de rodadura y deslizamiento posterior de la rodilla (Kapandji, 1994)

El movimiento de rodadura, que predomina en los primeros grados de flexión ($0-20^\circ$), produce una traslación posterior del punto de contacto femorotibial. El deslizamiento domina a partir de los 30° de flexión. El punto de contacto femorotibial medial y lateral se desplaza posteriormente, pero el lateral más que el medial, debido a un mayor radio de curvatura del cóndilo lateral. Esta asimetría impone la rotación interna de la tibia con la flexión. Los ligamentos cruzados interactúan cinemáticamente con las superficies articulares, influyendo sobre el movimiento pasivo normal de la rodilla. La retención del

ligamento cruzado posterior en una prótesis de rodilla mantiene la rodadura posterior fisiológica, lo que es necesario para un adecuado rango de flexión y función muscular (Andriacchi et al.,1986).

En el plano frontal, tiene lugar el movimiento de varo/valgo. En extensión completa queda bloqueado, siendo máximo a los 30° de flexión y volviendo a disminuir con la flexión debido a la tensión de las partes blandas.

La variación del brazo del momento extensor durante el movimiento de la rodilla se ha calculado respecto a tres referencias:

- a) El punto de contacto femorotibial (Andriacchi et al., 1986) (Fig.1.2).

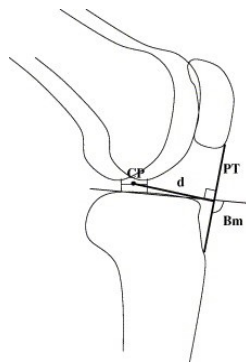


Fig 1.2 - Momento extensor respecto al punto de contacto femorotibial

- b) El centro instantáneo de rotación (CIR) femorotibial (Smidt et al., 1973),

(Nordin y Frankel, 2012) (Fig.1.3), cuya trayectoria es semicircular debido a la disminución gradual del radio de curvatura de los cóndilos femorales desde la extensión a la flexión. Estos CIR se pueden obtener mediante el método descrito por Reuleaux en 1876 superponiendo radiografías de perfil de rodilla a intervalos de 10° de movimiento.

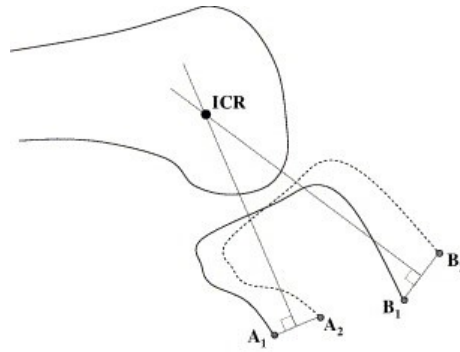


Fig 1.3 - Momento extensor respecto al centro instantáneo de rotación

c) El punto de intersección de los ligamentos cruzados en el plano sagital (Ward et al., 2005 y 2007). (Fig.1.4.).

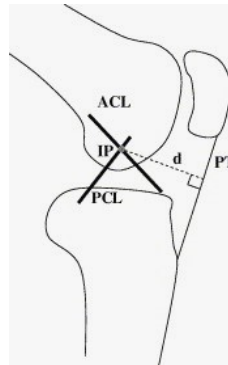


Fig 1.4 - - Momento extensor respecto al punto de intersección de los ligamentos cruzados.

La capacidad del quadriceps para extender la rodilla cambia con el ángulo de flexión, *siendo máximo el momento extensor en el rango de 15-30° de flexión, debido al movimiento posterior del punto de contacto femorotibial que aumenta el brazo de palanca del aparato extensor.* Pasados los 30° de flexión, el mecanismo patelar y la orientación cambiante del ligamentum patellae son los que más influyen para generar un momento extensor (Burstein y Wright 1994), (Andriacchi et al., 1986).

1.1.2.Articulación femoropatelar

1.1.2.1.Cinemática

La patella puede desplazarse en tres direcciones (anteroposterior, mediolateral y proximodistal), y puede rotar en tres planos (coronal, sagital, y transversal) (Lezsko, 2012). La Sociedad Internacional de Biomecánica, mediante su Comité de Terminología y Estandarización recomienda describir la cinemática de las articulaciones humanas en referencia a un sistema de coordenadas x, y, z (Wu et al., 2002).

1.1.2.1.1.Movimientos de la patella, ligamentum patellae y tendón cuadricipital

El movimiento normal de la patella sobre el fémur durante la flexoextensión es una traslación vertical a lo largo de la garganta de la tróclea femoral hasta la escotadura intercondílea.

Con respecto a la tibia, también experimenta una traslación circunferencial (Fig.1.5.); desde su posición con la rodilla en extensión, retrocede y se desplaza a lo largo de un arco de circunferencia, cuyo centro está situado a nivel de la tuberositas tibiae y cuyo radio es igual a la longitud del ligamentum patellae. Al mismo tiempo se inclina alrededor de 35° sobre sí misma, de tal manera que en la flexión máxima está orientada hacia atrás y hacia abajo, lo que disminuye el ángulo entre el eje tibial y el ligamentum patellae con la flexión de la rodilla. Este retroceso de la patella es la consecuencia del desplazamiento posterior del punto de contacto femorotibial, y de la reducción de la distancia R de la patella respecto al eje de flexoextensión por la geometría de los cóndilos femorales (Kapandji, 1994)).

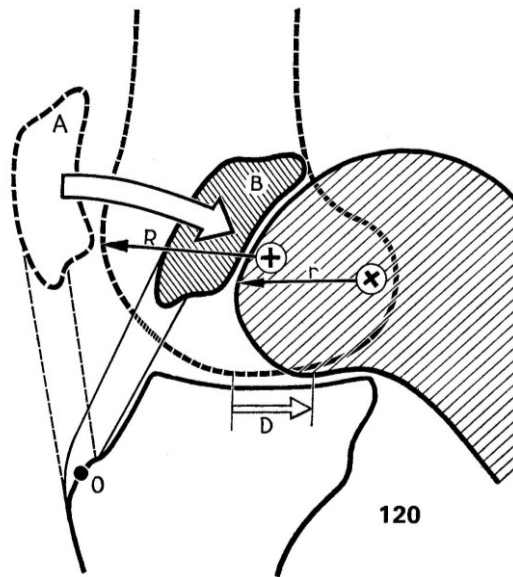


Fig 1.5 - Traslación posterior de la patella con la flexión (Kapandji,1994)

En el plano frontal (Proubasta, 1997), (Arriaza, 1990), (Fernández –Rodríguez Fairén, 1986), (Hungerford y Barry,1979), la patella recorre sobre el fémur, al ir de la extensión a la flexión de la rodilla, una trayectoria de arriba abajo y de fuera a dentro, que partiendo de la zona proximal y externa del cóndilo femoral externo va a alojarse en la hendidura intercondílea.

La rotación externa de la tibia en los 30° terminales de extensión, desplaza la tuberositas tibiae lateralmente dando como resultado el ángulo Q, o ángulo entre la línea de aplicación de Fq (fuerza del cuadriceps) y Fp (fuerza en ligamentum patellae) en el plano frontal. Se produce un vector de fuerza de valgo (“ley de valgo “de Ficat y Hungerford) (Ficat y Hungerford, 1977) (Fig. 1.6), que tiende a desplazar la patella lateralmente, resistido por las fibras del vastus medialis obliquus (VMO), el retináculo medial y la faceta lateral de la tróclea. Con la rodilla en extensión completa y el cuadriceps contraído, la patella yace proximal a la tróclea articulándose en ese momento con la almohadilla grasa supratroclear, francamente lateralizada. Durante los primeros 20° de flexión, la tibia

desrrota y disminuye el ángulo Q, disminuyendo también el vector de valgo. La patella entra en la tróclea por la vertiente lateral debido al vector de valgo.

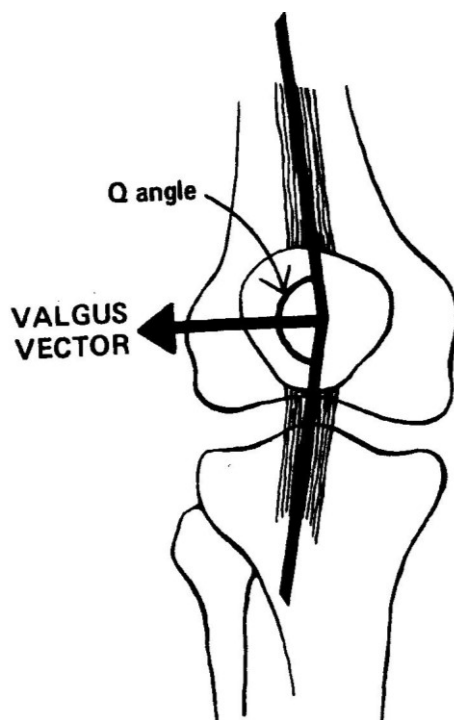


Fig 1.6 - Angulo Q y vector de valgo (Hungerford y Barry, 1979)

1.1.2.1.2. Zonas de contacto femoropatelares

Se han estudiado por diferentes métodos como los de tinción (Goodfellow et al., 1976), (Fernández-Rodríguez Fairén, 1986), modelado (Aglietti et al., 1975), o la utilización de una película sensible a la presión (“Prescale”) (Ferrández et al., 1989) (Arriaza, 1990) (Vaquero y Arriaza 1992) (Hohne, 1990).

Goodfellow et al., 1976 definen las superficies de contacto femoropatelares bajo carga a lo largo del rango de movimiento mediante el método de tinción en rodillas de cadáver sometidas a fuerzas similares a las de la flexión de la rodilla con soporte del peso corporal (Fig.1.7.). Durante el movimiento desde la extensión hasta los 90° de flexión, una banda de contacto se desplaza por la patella desde el polo inferior al superior. Hacia los

135° de flexión se forman áreas de contacto medial y lateral separadas, estando la medial limitada a la faceta impar (parte de la patella que no contacta con el fémur hasta los 90° de flexión). A partir de los 90° de flexión se evidencia un área de contacto tendo-femoral extensa. Entre los 90° y los 135° de flexión la patella rota sobre su eje vertical y se desplaza lateralmente, hasta que la faceta impar entra en contacto con el condylus femoralis medialis.

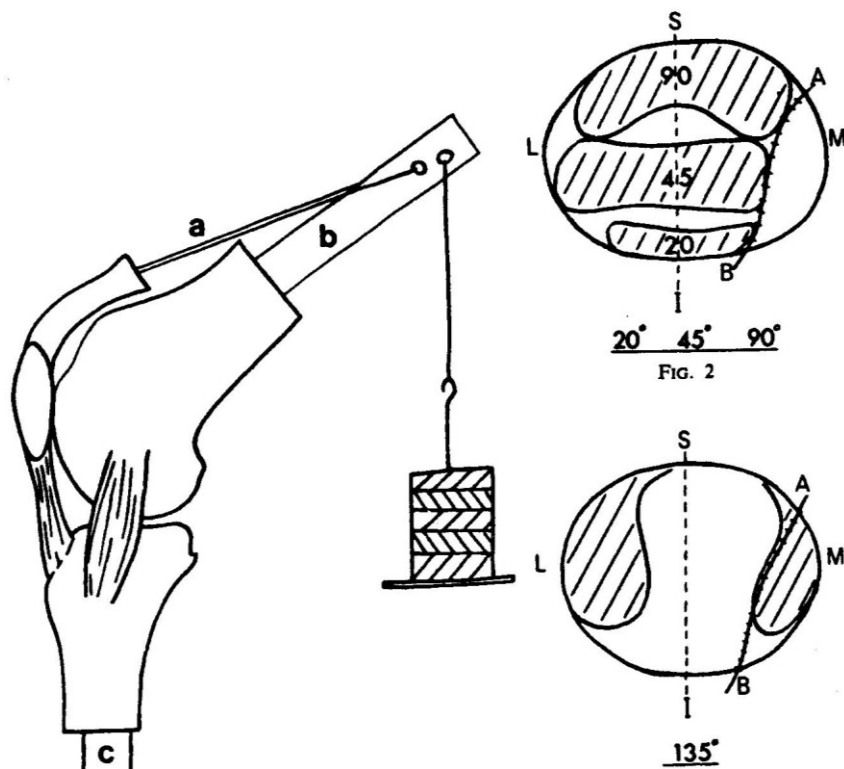


Fig 1.7 – Montaje experimental y áreas de contacto femoropatelares (Goodfellow et al.,1976)

Aglietti et al (1975) determinan las áreas de contacto femoropatelares en diferentes ángulos de flexión mediante la técnica de inyección de cemento acrílico. A 0° la patella se encuentra completamente por encima de la superficie articular femoral (Fig.1.8.). A 30° de flexión, la parte inferior de la rótula contacta con la superficie más proximal de los cóndilos femorales. La superficie de contacto se desplaza de distal a proximal. A los 120°,

el contacto se realiza en dos áreas de la patella y los cóndilos alrededor de la escotadura intercondílea. El área de contacto aumenta desde los 30° hasta los 90° (hallazgos similares a los de Goodfellow).

Hungerford y Barry (1979) y también Ficat –Hungerford (1977), mediante técnica de tinción como Goodfellow et al. (1979), llegan a resultados similares salvo que adelantan el primer contacto patelofemoral a los 10° - 20° de flexión.

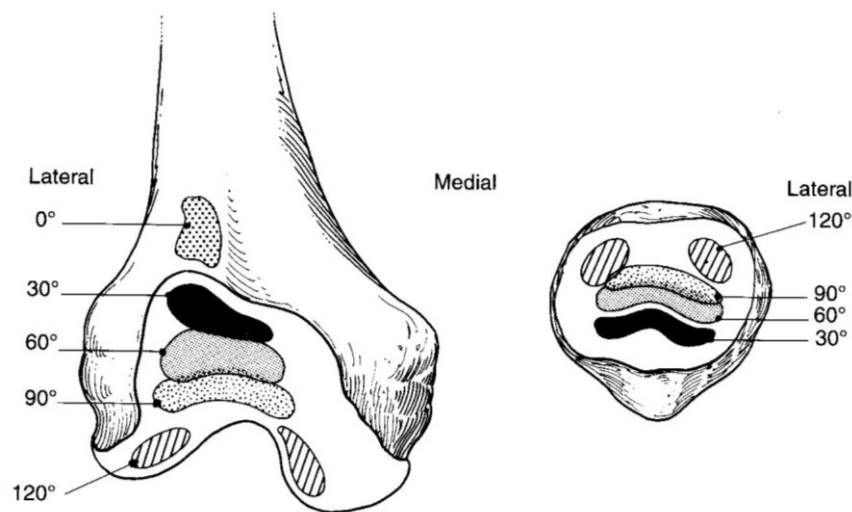


Fig 1.8 - Areas de contacto femoropatelares (*Aglietti et al., 1975*)

Hehne (1990), estudia las áreas de contacto con el método “Prescale”, llegando a similares conclusiones.

Ward et al. (2007) comparan el alineamiento y área de contacto femoropatelares en sujetos con patella alta respecto a sujetos con altura rotuliana normal. Realizan RMN axial de las rodillas a 0°, 20°, 40°, y 60° de flexión con cuádriceps contraído, y cuantifican el desplazamiento lateral (subluxación), báscula lateral y el área de contacto femoropatelar. A 0° de flexión, los sujetos con patella alta demostraron mayor desplazamiento lateral (subluxación), mayor báscula, y menor área de contacto. En todo el rango de flexión se

observó reducción del área de contacto, aunque la báscula y la subluxación se corrigieron a mayor flexión.

1.1.2.2. Estática de la articulación femoropatelar.

La patella aumenta el brazo de palanca de la fuerza del quadriceps. Con el término “palanca” nos viene a la cabeza la imagen de una barra levantando una roca al apoyarse sobre un punto de apoyo. Este tipo de palanca o tipo I, sacrifica el desplazamiento a favor de la fuerza: la fuerza se multiplica en gran medida pero el movimiento de la roca será el mínimo. En el otro extremo, *la palanca tipo III sacrifica la fuerza por el desplazamiento* : el desplazamiento generado es mayor, pero se debe realizar considerable fuerza para conseguir el desplazamiento del peso a mover. El codo y la rodilla son palancas tipo III. Una contracción corta del quadriceps genera un gran desplazamiento de la pierna. Sin embargo, la fuerza generada por el quadriceps necesaria para extender la rodilla es mayor que el peso de la pierna; la presencia de la patella minimiza este diferencial de fuerza.

Contrariamente a las palancas simples de cualquier tipo, el fulcro del mecanismo extensor (el punto de contacto femoropatelar) se desplaza constantemente a medida que la rodilla flexiona y extiende (Grelsamer et al., 2001).

Kaufer (1971) demuestra la función mecánica de la patella en su estudio con especímenes humanos de amputación. Define “el momento extensor como aquel que produce rotación de la tibia alrededor del eje de flexoextensión de la rodilla”. El momento es igual al producto de la fuerza por su brazo o distancia entre el eje de rotación y la perpendicular a la línea de aplicación de la fuerza (ligamentum patellae).

$$M = F d$$

Basándose en la ley de la estática, aplica una fuerza conocida en quadiceps, A, otra conocida en tobillo, B, a una distancia “y” conocida desde el punto de aplicación hasta la rodilla (fig.1.9.). Entonces, en equilibrio a distintos grados de flexión,

$$Ax = By \text{ (ley de la estática),}$$

Siendo “x” el brazo del momento extensor, despejable de la ecuación. Tras la patelectomía, y cierre longitudinal, la fuerza que antes conseguía la extensión completa, ahora se quedaba a 30° de conseguirla. La extensión completa no se conseguía hasta añadir un 130% de dicha fuerza. El avance de la tuberositas tibiae y con él del mecanismo extensor, aumenta el momento extensor, al aumentar su brazo.

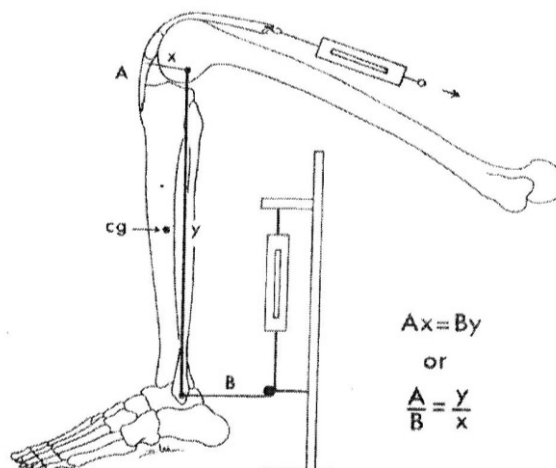


Fig 1.9 - Montaje de Kaufer (1971)

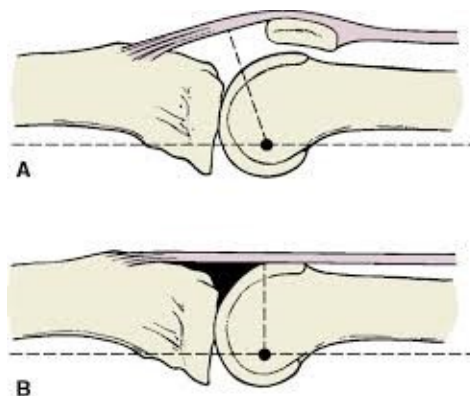


Fig 1.10 - La patelectomía disminuye el brazo del momento extensor

Por otra parte, la patelectomía se asocia a atrofia del cuádriceps, por lo que globalmente la patelectomía provoca hasta un 50% de pérdida de potencia extensora que altera el equilibrio entre flexores y extensores. La pérdida de la fuerza extensora disminuye la fase de flexión durante la marcha y dificultad para subir y bajar escaleras (Andriacchi et al., 1986) (Kaufer, 1979).

Kaufer (1971,1979) marca un antes y un después en la visión sobre la femoropatela. A partir de entonces se desarrollan análisis de modelos geométrico-matemáticos, y estudios experimentales que pasan por una fase inicial de autores que llamaremos “poleístas”, pues consideraban que las fuerzas en tendón cuádricipital (F_q) y ligamentum patellae (F_p) son iguales ; y una segunda fase, a partir del trabajo de Bishop y Denham (1977), en la que las fuerzas referidas se consideran diferentes y que por lo tanto la femoropatela no actúa como simple polea, sino como palanca.

1.1.2.2.1. Estudios sobre la femoropatela entendida como polea (“poleístas”)

Bandi (1972) construye un diagrama de cuerpo libre para analizar las momentos y fuerzas de la femoropatela durante la flexión de rodilla en bipedestación, con equilibrio de los momentos flexores (principalmente el peso del cuerpo) y extensores (principalmente el ejercido por el cuádriceps).

$$M_1 = Fwt(f \operatorname{sen}\alpha + t \operatorname{sen}\beta) / r,$$

Donde Fwt es el peso del cuerpo, r es el brazo del momento extensor desde el centro de rotación al ligamentum patellae; f es la longitud efectiva del fémur; t es la distancia entre la rodilla y el pie en contacto con el suelo; α es el ángulo del fémur con la vertical y β es el ángulo de la tibia con la vertical. La fuerza de reacción femoropatela (F_r) (PFJR en este artículo), aumenta con la flexión de la rodilla. Este incremento se debe al aumento del

momento flexor con la flexión por el incremento de $f \sin \alpha$, lo que requiere un aumento de F_q (M_1 en este artículo) para mantener el equilibrio; y segundo, a medida que γ , ángulo entre las fuerzas F_p (M_2 en este artículo) y F_q , disminuye con la flexión, el vector resultante PFJR (Fr) aumenta (Fig.1.11.).

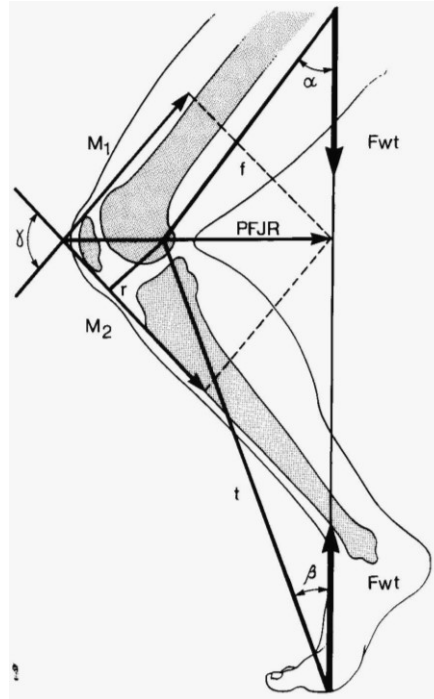


Fig 1.11 - - Diagrama de cuerpo libre de flexión de la rodilla (*Bandi, 1972; en Scuderi, 1995*)

Reilly y Martens (1972), determinan Fr y F_q en ejercicio de extensión, subir escaleras, caminar en llano y flexión resistida de la rodilla. Construyen diagramas de cuerpo libre de extensión y de flexión de la rodilla (Fig.1.12.), considerando F_p (F_l en este trabajo); la fuerza de reacción femorotibial; el peso de la pierna, y el peso de la bota que se añade para el ejercicio de extensión contra resistencia. La suma de momentos es alrededor del punto A o punto de aplicación de la fuerza de reacción femorotibial. El ángulo entre el ligamentum patellae y el eje de la tibia se designa como Φ . El centro de gravedad de la pierna se asume sobre el eje de la tibia a una distancia C_1 desde la meseta tibial.

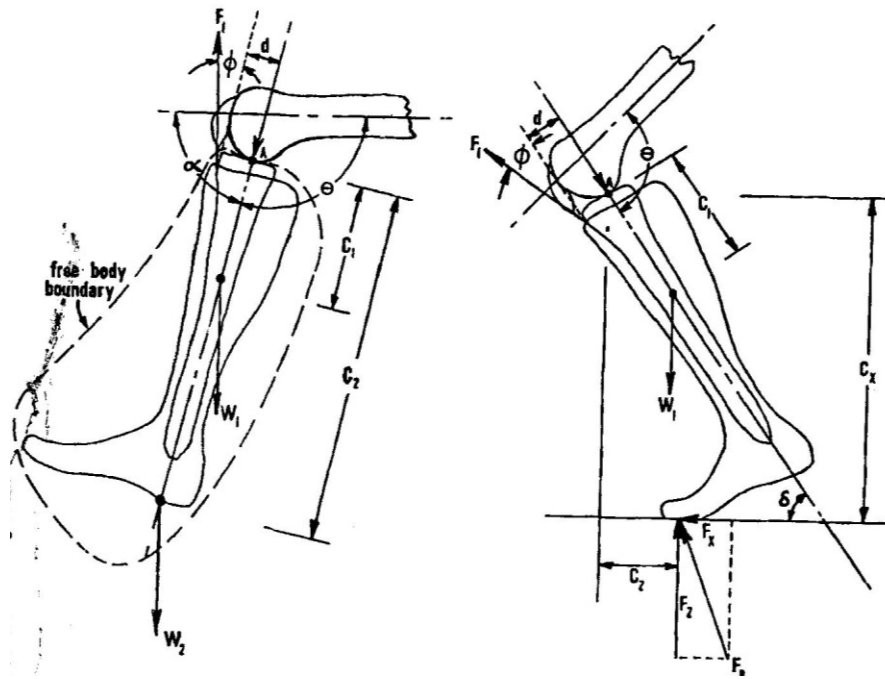


Fig 1.12 Diagramas de cuerpo libre de Reilly y Martens (1972)

Para el ejercicio de extensión de la pierna, el centro de gravedad de la bota se asume en el eje de la tibia al final del pie (W_2). La suma de momentos respecto el punto A viene dada por:

$$\sum M_A = F_1 d \cos \Phi - W_1 C_1 \cos \alpha - W_2 C_2 \cos \alpha$$

Si esto se iguala a cero (situación de equilibrio) entonces despejamos la fuerza del ligamentum patellae (F_1 en este trabajo)

$$F_1 = 1/d (\cos \alpha / \cos \Phi) (W_1 C_1 + W_2 C_2).$$

Para el caso de flexión de la rodilla se determina F_p (F_1 en este trabajo) a partir de la Fig.1.12. La fuerza de reacción del suelo se determinó experimentalmente con una placa extensométrica que junto con fotografías estroboscópicas de sujetos dieron los ángulos para el diagrama. La suma de momentos respecto al punto A es:

$$\sum M_A = F_1 d \cos \Phi + W_1 C_1 \sin \delta - F_{Rz} C_z + F_{Rx} C_x$$

Igualando a cero la suma de momentos, al ser una situación de equilibrio, la fuerza en el ligamentum patellae es:

$$F_l = 1 / d \cos \Phi (FR_z C_z - FR_x C_x - W_l C_l \sin \delta)$$

Fr (PFJR en el artículo) se determina de la siguiente manera: debido al bajo coeficiente de fricción del cartílago, la fuerza en el ligamentum patellae se asume igual a la del quadriceps (¡poleísta!). Si Fq se asume que actúa paralela a la diáfisis del fémur, el ángulo entre Fp (Fl en el artículo) y Fq es igual a $\theta - \Phi$. Llega a la expresión

$$Fr = 2 F_p (\cos \theta - \Phi / 2).$$

Los valores más bajos para Fq y Fr se obtuvieron para la marcha en llano..Esto es debido a que Fr no depende solamente de Fq sino también del ángulo de flexión de la rodilla. Debido a que durante la marcha los valores de este ángulo son bajos, Fr siempre es inferior a Fq en esta actividad, en concreto 0.5 veces el peso corporal. Mayores ángulos de flexión implican mayores valores para la suma de vectores Fq y Fp cuya resultante es Fr. Fr para la actividad de subir y bajar escaleras sería de 3.3 veces el peso corporal, 7 veces mayor que para caminar en llano, lo que explica porqué los pacientes con patología femoropatelar experimentan más dolor cuando suben y bajan escaleras.

Smidt (1973), *calcula los centros instantáneos de movimiento* (CIR) mediante radiografías tomadas desde extensión a flexión de 90° con intervalos de 15° de flexión, siguiendo el método de Reuleux. Propone su diagrama de cuerpo libre (Fig.1.13.). La tensión en los flexores y extensores se obtiene resolviendo las ecuaciones de equilibrio de momentos alrededor de los ejes de la articulación de la rodilla para la fuerza de los isquiotbiales (F_h) y del ligamentum patellae (F_{pl} en este artículo).

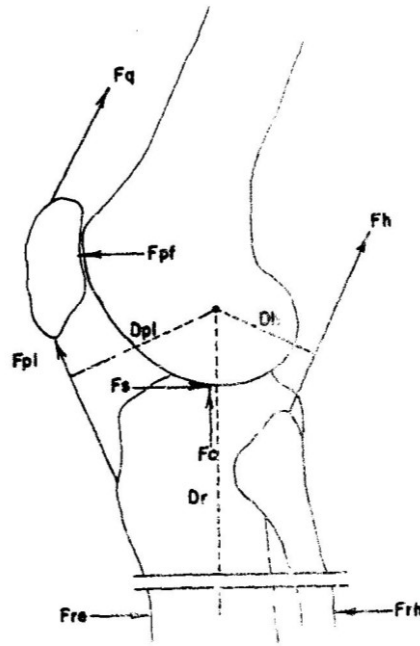


Fig 1.13 - Diagrama de cuerpo libre de Smidt (1973)

$$(1) (F_h \times D_h) - (F_{rf} \times D_r) = 0 \quad \text{flexión}$$

$$(2) (F_{pl} \times D_{pl}) - (F_{re} \times D_r) = 0 \quad \text{extensión}$$

En cuanto a la femoropatelar, Smidt es poleísta, asumiendo que las fuerzas en el ligamentum patellae y el quadriceps son iguales. El origen del sistema x-y de coordenadas lo sitúa en la intersección de fuerzas (ligamentum patellae-tendón cuadricipital) y las componentes en eje x se consideran las situadas en la línea de acción de F_r . Los componentes “y” de las fuerzas F_p y F_q se equilibran de manera que se puede calcular F_r mediante:

$$F_x = (F_q \cos \gamma) + (F_p \cos \gamma) - F_r = 0$$

Siendo γ el ángulo entre las líneas de fuerza entre 1) F_p y F_r , y 2) F_q y F_r .

La trayectoria de los CIR respecto a la tibia forma una curva que se abre en dirección anterodistal llamada “involuta”. Halla unos *brazos de momentos extensor y flexor diferentes a los de Kaufer al incorporar los CIR*. Para este autor, los brazos del momento

extensor (distancia perpendicular desde el ligamentum patellae al CIR, en cada ángulo de flexoextensión) son mayores en las regiones medias del rango de movimiento de la rodilla (45-60°).

Matthews et al. (1977) parten de que la femoropatelar es una polea ($F_p = F_q$), por lo que F_r (F_{pf} en este artículo) sería:

$$F_r = 2F_q \sin \beta/2$$

De nuevo aparece esta expresión, siendo β (en este trabajo) el ángulo formado por las líneas del ligamentum patellae y el tendón cuadricipital.

Hungerford y Barry (1979) calculan primero experimentalmente F_q en la extensión contrarresistencia y calculan F_r desde el concepto “poleísta”, comparándola posteriormente con los valores teóricos obtenidos por Reilly y Martens.

1.1.2.2.2. Estudios sobre la femoropatelar entendida como palanca ($F_p \neq F_q$)

Maquet (1976,1978) asume que F_r (FRFP en su trabajo) (Fig.1.14.) es perpendicular al punto de contacto, por lo que FRFP no bisecciona el ángulo entre F_q y F_p , por lo que éstas no pueden ser iguales como tampoco son iguales sus brazos de palanca respecto a la femoropatelar. Usando el *Teorema del Coseno*:

$$FRFP = \sqrt{F_q^2 + F_p^2 + 2F_qF_p\cos\beta}.$$

La femoropatelar funciona más como palanca que como una polea sin fricción. *Maquet es el principal precursor de la idea de diferentes tensiones.*

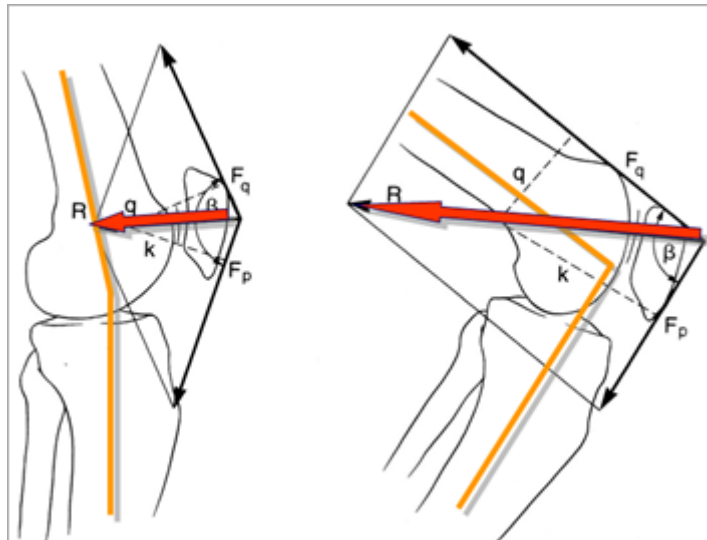


Fig 1.14 - Esquema de Maquet (1976)

Bishop y Denham (1977) realizan un sencillo experimento sometiendo a una rodilla de cadáver a fuerzas en quadriceps y ligamentum patellae medidas con simples dinamómetros de muelle en cada tendón, demostrando experimentalmente por primera vez que F_p y F_q son diferentes (F_p/F_q variaba, siendo de 0.7 a los 60° y 120° y de 0.5 a los 90°).

Ellis et al (1980) realizan un simple modelo de rodilla (Fig.1.15) en dos dimensiones basado en radiografías laterales y posteriormente realizan un experimento con medición directa de las tensiones en quadriceps y ligamentum patellae desde extensión a flexión. En el modelo:

$$R = Q \cos \alpha + P \cos \beta, \text{ y}$$

$$P \sin \beta = Q \sin \alpha, \text{ por lo tanto}$$

$$P = (\sin \alpha / \sin \beta) Q$$

Se puede ver que solamente cuando α y β sean iguales las tensiones F_p (P en este artículo) y F_q (Q en este artículo) serán iguales.

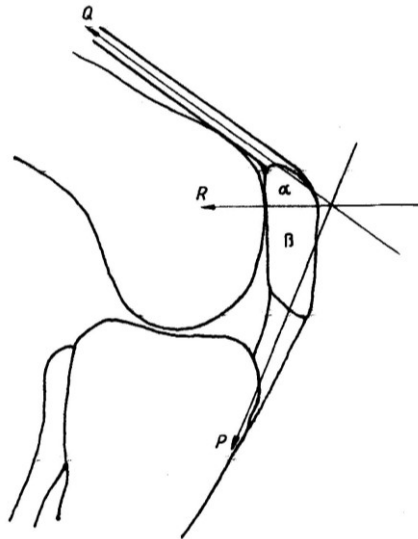


Fig 1.5 - Modelo de Ellis et al, (1980).

En su experimento, Ellis et al. (1980) encuentran una proporción F_p/F_q cercana a 1 desde la extensión completa hasta los 15° de flexión, y disminución de dicha proporción con la flexión, alcanzando un mínimo a los $80-105^\circ$, donde comenzaba a aumentar de nuevo la proporción. Este último fenómeno se debe al efecto de plegamiento del cuádriceps sobre los cóndilos femorales que altera la línea de acción del cuádriceps y con ello el ángulo α .

Estos autores anticipan ya que la variación de dicha proporción de tensiones se debe a la geometría de cóndilos, patella y el cambiante punto de contacto femoropatelar.

Huberti y Hayes (1984) miden F_p y F_q en 6 articulaciones de rodilla de cadáver sometidas a carga durante el rango de flexión de 30° a 120° (Fig.1.16.) F_p/F_q alcanzó un máximo de 1.27 a 30° y mínimo de 0.7 a 90° y 120° de flexión de la rodilla (esto es, F_p sería un 30% menor que F_q en este ángulo de flexión). Estos resultados indican que la patella no es una simple polea que sirva solo para cambiar la dirección de fuerzas iguales. La proporción viene determinada por la localización cambiante del área de contacto femoropatelar. A menores ángulos de flexión, el área de contacto femoropatelar se localiza

en el extremo distal de la articulación y a 90° , en el proximal. La variación de la posición vertical de la patella como en el caso de una patella alta influye sobre la localización del área de contacto femoropatelar y consecuentemente sobre la proporción F_p/F_q .

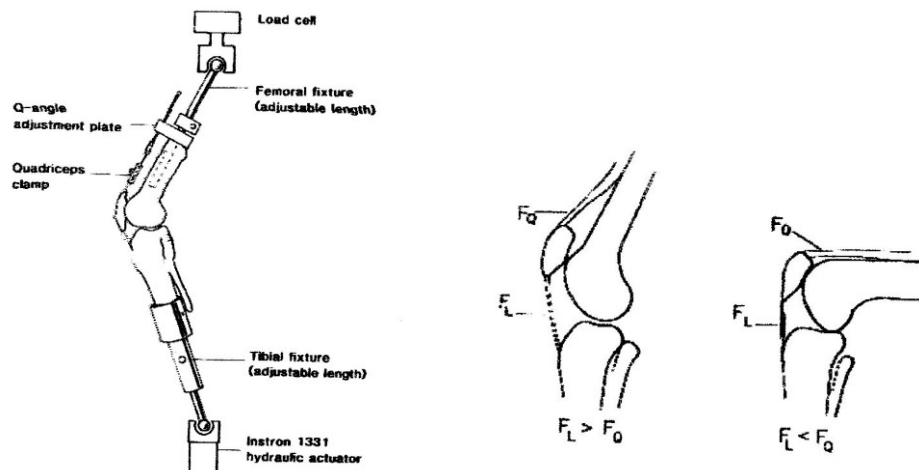


Fig 1.16 - Montaje de Huberti y Hayes (1984).

Grood et al. (1984), estudian la biomecánica del ejercicio de extensión de rodilla mediante mediciones de F_q en 5 piezas de amputaciones supracondíleas de rodilla. El fémur se orientó horizontal con la pierna colgando por su propio peso, produciendo en reposo un ángulo de flexión de 90° (Fig.1.17.). El tendón del cuadriceps se amarró a un cable conectado a una máquina de ensayos “Instron” al que se había montado una galga extensométrica por lo que la tracción o fuerza cuadricipital aplicada era conocida. El momento efectivo del mecanismo extensor se calculó desde el conocimiento de F_q ; peso de la pierna (W); la distancia (L) del centro de gravedad de dicho peso (pierna más pie) a la línea articular; y el ángulo de flexión α .

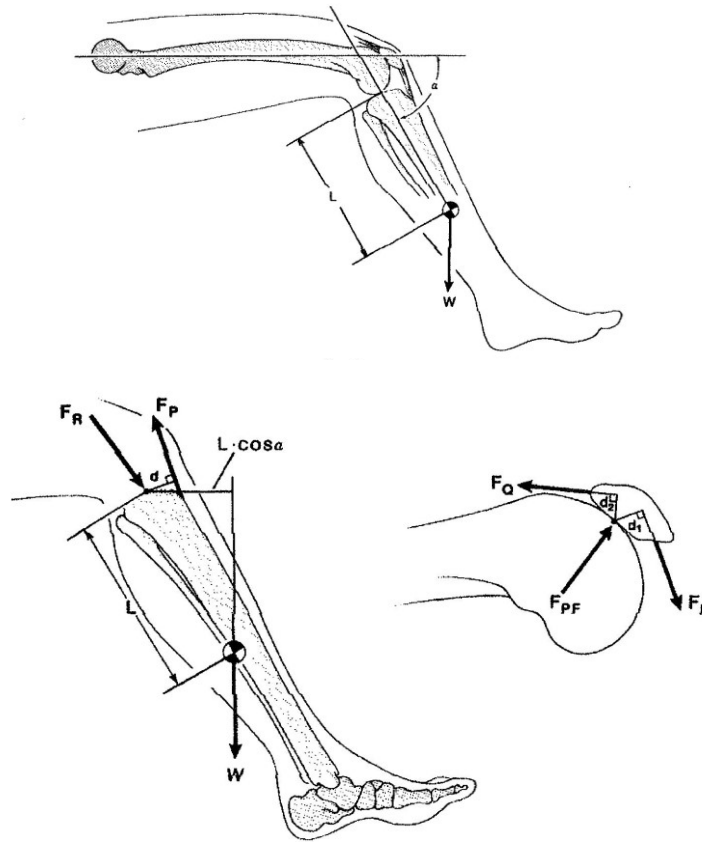


Fig 1.17 - Diagramas de *Good et al., 1984*

El brazo del momento del mecanismo extensor (d) o del ligamentum patellae respecto al punto de contacto tibiofemoral varía a medida que varía dicho punto de contacto. El brazo del momento del peso de la pierna es $L \cos \alpha$, por lo que el momento del peso depende del ángulo de flexión, siendo menor a los 90° de flexión cuando el centro de gravedad del peso de la pierna yace directamente debajo de la articulación ($\cos 90^\circ = 0$), y mayor cerca de la extensión completa, cuando el centro de gravedad está más alejado de la articulación ($\cos 0^\circ = 1$). En situación de equilibrio, el brazo del momento extensor femorotibial será:

$$d = (WL \cos \alpha) / F_p$$

Calculan F_p a partir de F_q (conocida) mediante:

$$F_p = MA_{pat} F_q$$

La ventaja mecánica MA_{pat} es la proporción de los brazos de los momentos del *ligamentum patellae* y *quadriceps* respecto a la femoropatelar, cuyo fulcro se localiza en el punto de contacto femoropatelar. Este punto no está fijo en la patella, sino que se mueve a lo largo de su superficie durante la flexión de la rodilla. La ecuación arriba expuesta relacionando F_p y F_q es una forma simple de confirmar los hallazgos de Bishop y Denham (1977) de que *estas fuerzas no son iguales*.

Por otra parte, el brazo del momento efectivo del mecanismo extensor, d_{eff} , será

$$d_{eff} = MA_{pat} d = WL \cos \alpha / F_q$$

Donde queda implícita la relación entre F_p y F_q .

Nissell (1985), publica su modelo de articulación de rodilla (fig 1.18).

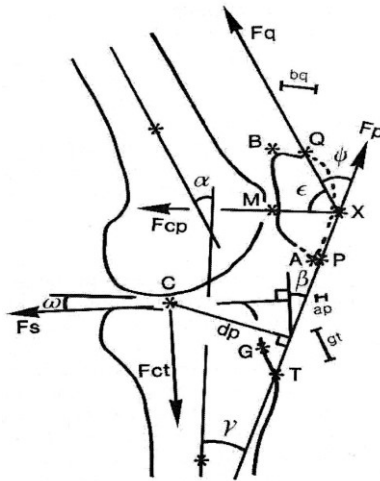


Fig 1.18 - Modelo de articulación de rodilla. (Nissell, 1985)

Fr (F_{cp} en este modelo) se proyectó pasando por el centro del punto de contacto femoropatelar (M), perpendicular a la superficie articular, entre dicho punto M y el punto

X, intersección entre las líneas de F_q y F_p . F_q se asumió paralela al eje largo del fémur en ángulos de 30° y 60° de flexión. En ángulos de 90° y 120° el tendón del cuádriceps se curva en la escotadura intercondílea.

α = ángulo de flexión o tibiofemoral.

dp = brazo de momento del tendón patelar, distancia perpendicular entre la fuerza del tendón patelar y el punto de contacto tibiofemoral (C).

F_{ct} = componente vertical de la fuerza tibiofemoral.

F_s = componente horizontal de la fuerza tibiofemoral.

En la Fig 1.19 se expone un diagrama de cuerpo libre de la pierna en la situación de extensión contra resistencia.

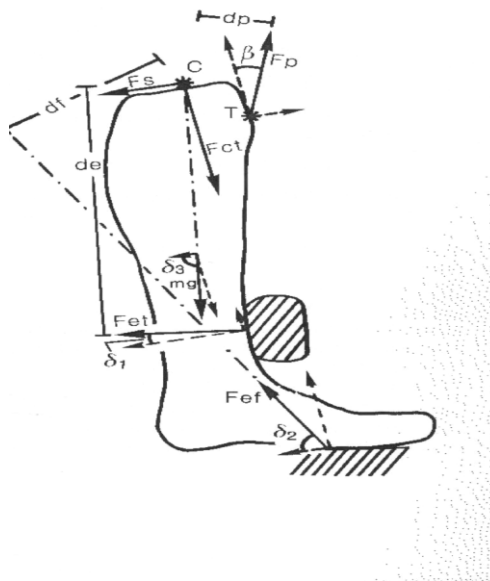


Fig 1.19 - Diagrama de cuerpo libre de la pierna (Nisell, 1985)

En una situación estática, el momento M que se ejerce sobre el punto C es:

$$M = (de \times F_{et}) + (df \times F_{ef}) + (dm \times mg),$$

Donde F_{et} , F_{ef} y mg son las fuerzas externas que actúan sobre la tibia y de, d_f y d_m sus brazos de momento. F_p es:

$$F_p = M / d_p$$

Donde d_p es el brazo del momento de F_p . De la fig 1. 20 se obtiene :

$$F_p + F_{ct} + F_s + F_{et} + F_{ef} + mg = 0$$

Proyectando esta ecuación en la dirección normal (F_{ct}) del platillo tibial (componentes verticales de las fuerzas):

$$F_{ct} = F_p \times \cos \beta + F_{et} \times \sin \delta_1 + F_{ef} \times \sin \delta_2 - mg \times \sin \delta_3$$

Si es en la dirección tangencial o de F_s (componentes horizontales de las fuerzas) :

$$F_s = F_p \times \sin \beta - F_{et} \times \cos \delta_1 - F_{ef} \times \cos \delta_2 - mg \times \cos \delta_3$$

Donde β , δ_1 , δ_2 , δ_3 son ángulos en relación al platillo tibial. En el diagrama, las fuerzas externas actúan sobre el borde anterior de la tibia (F_{et}) y sobre la planta del pie.

Nissel (1985) obtiene los siguientes resultados:

1. Punto de contacto femorotibial (C) : se desplaza anteriormente con la extensión de la rodilla, siendo mayor el desplazamiento en los últimos 30 grados de extensión. El desplazamiento total desde 120° a 0° fue de 20mm, igual a un 40% de la longitud del platillo tibial, lo que indica rodadura femorotibial en los últimos grados de extensión.

2. Angulo del ligamentum patellae respecto al eje longitudinal de la tibia (γ en este trabajo): varía con el ángulo de flexión de la rodilla (α). El cambio de negativo a positivo es el mismo al informado por otros autores (Smidt, 1973) (Van Ejden et al., 1985). Este ángulo cambia de positivo a negativo a los 75° y 90° respectivamente. Con la extensión

completa, el ligamentum patellae tracciona de la tibia hacia delante, y con la rodilla flexionada a más de 100°, tracciona hacia atrás.

3. Brazo de momento del ligamentum patellae respecto al punto C: la máxima longitud se encontró entre los 30 y los 60 grados de flexión de la rodilla, y el más corto con la rodilla en extensión completa.

4. Fuerzas articulares: F_p fue mayor en los últimos grados de extensión, así como la fuerza femorotibial (tanto la componente vertical, F_{ct} , como la horizontal, F_s). F_r alcanzó su máximo a los 90° y disminuyó entre 90-120°. F_p fue inferior a F_q en ángulos de flexión 60°-120° con una mínima F_p/F_q de 0.70.

En la fig. 1.20 se expone la situación de patelectomía. El brazo del momento extensor (dp) disminuye un 15% a 30°, lo que significa que disminuye el momento extensor un 15% desde los 30° hasta la extensión. El ángulo del ligamentum patellae (β) disminuye de 21 a 5°, indicando que la tibia tendrá un menor desplazamiento en dirección anterior.

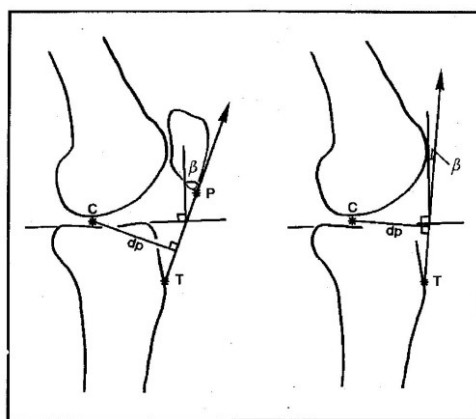


Fig 1.20 - Situación de patelectomía (Nissel, 1985).

Van Ejden define su modelo planar de la articulación femoropatelar en múltiples trabajos (Van Ejden et al., 1985), (Van Ejden et al., 1986), (Van Ejden et al., 1987) (Fig.

1.21). La patella y el fémur se consideran dos elementos rígidos. El cuádriceps se representa por un cable de longitud variable capaz de doblarse sobre el fémur distal. El ligamentum patellae se asume inextensible, situándose entre el polo inferior de la patella y la tuberosidad tibial. El área de contacto femoropatelar queda reducida a un punto de contacto.

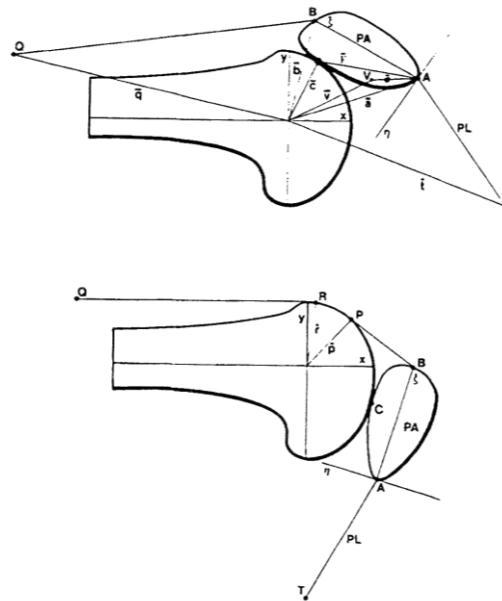


Fig 1.21 - Modelo de Van Eijden et al. (1986)

Las posiciones se refieren a dos sistemas de coordenadas: el femoral y el patelar, relacionados a su vez mediante diversas ecuaciones. En cada ángulo de flexión, sobre el modelo se puede calcular:

1. *Punto de contacto femoropatelar*: Se mueve hacia arriba en el perfil patelar desde los 0° a los 90° de flexión y a la inversa de los 90° a los 120° . En relación al fémur, se mueve distalmente con la flexión. Similar a lo descrito por Goodfellow (Goodfellow et al., 1976) para el área de contacto.

2. *Proporción F_p/F_q* : Disminuye desde 1.1 a 0° hasta 0.5 a 80° , y luego aumenta ligeramente de nuevo (0.6) a 120° . Coincide con lo hallado por Ellis (Ellis et al., 1980), pero 0.2 inferior a lo hallado por Huberti (Huberti y Hayes, 1984) debido a diferentes configuraciones del experimento. Esta relación viene determinada por el patrón de movimiento del punto de contacto femoropatelar. Una localización distal del punto de contacto concede ventaja mecánica al cuadriceps femoris, con mayor fuerza en el ligamentum patellae. Una localización proximal del punto de contacto produce el efecto inverso. (Fig.1.22).

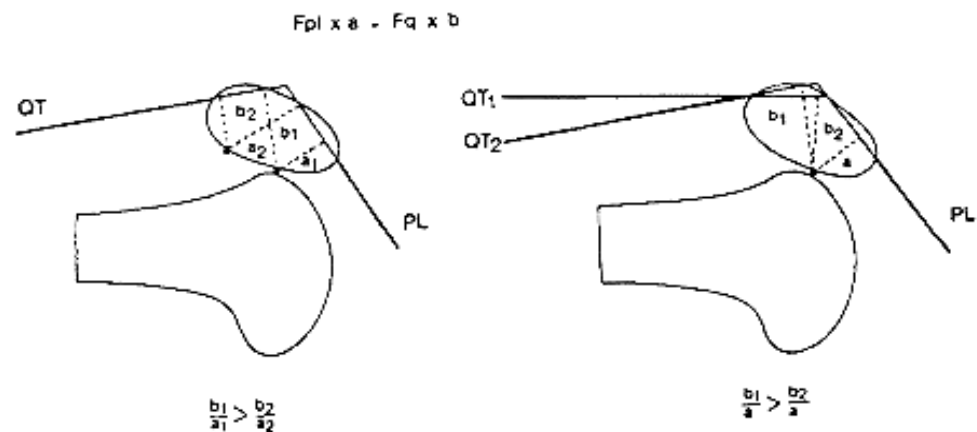


Fig 1.22 - Influencia del desplazamiento del punto de contacto femoropatelar (Van Ejden et al., 1986)

3. *Proporción F_r/F_q* . La relación aumenta desde un mínimo de 0.5 en extensión completa hasta 1 a 80° de flexión y luego no cambia significativamente a mayores ángulos de flexión, debido al aumento del contacto tendofemoral.

Van Ejden et al. (1985) obtienen un diagrama (Fig.1.23) de rodilla donde se representan las siguientes líneas y ángulos:

- Ligamentum patellae (PL)

- Tendón cuadricipital (QT)
- Eje longitudinal de la tibia (TA)
- Eje longitudinal de la patella (PA)
- Eje longitudinal del fémur (FA)

Angulos entre PL y TA o ángulo α ; entre PL y PA (β), QT y PA (γ), QT y FA (δ), y PA y FA (ϵ).

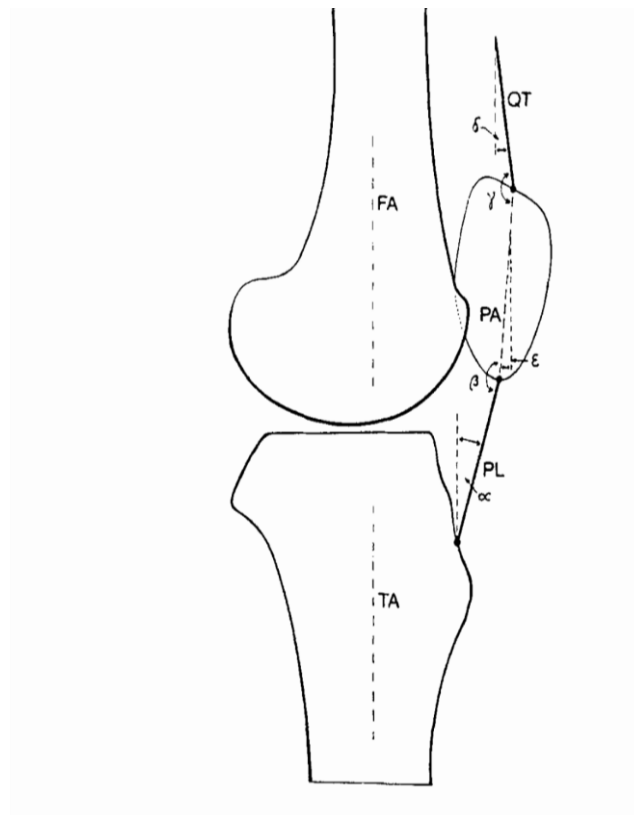


Fig 1.23 - Diagrama lateral de rodilla a partir de radiografías (Van Ejden et al., 1985).

La fuerza del quadriceps es transmitida a la tibia por el ligamentum patellae. Como la orientación de dicha estructura cambia durante la flexión, la dirección relativa y magnitud de sus componentes también cambia. La componente vertical de F_p que produce compresión sobre la articulación femorotibial será

$$F_{ps} = F_p \cos \alpha,$$

y la componente horizontal que produce el desplazamiento anteroposterior de la tibia sería

$$F_{pn} = F_p \sin \alpha,$$

Siendo α el ángulo entre el eje vertical de la tibia y el ligamentum patellae.

Se pueden deducir las implicaciones del cambio de dirección del ligamentum patellae sobre la tuberositas tibiae. F_{pn} cambia ligeramente durante la flexión, alcanzando su máximo a los 75°. A este ángulo, F_{ps} cambia de dirección de anterior a posterior, por lo que el músculo cuadriceps tiende a desplazar la tibia anteriormente en los primeros 75° y posteriormente en los últimos 45° de flexión.

Van Ejden et al. (1987), calcularon los parámetros para valores normales y simulados de alturas rotulianas (índices de Insall de 0.7, 0.8, 0.9, 1, 1.1, 1.2) (Fig.1.24).

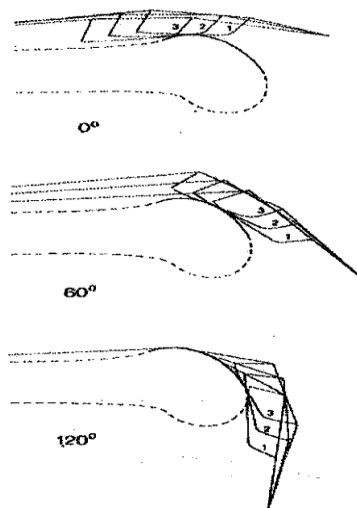


Fig 1.24 - Influencia de la variación de la altura rotuliana (Van Ejden et al., 1987).

Posiciones relativas del ligamentum patellae, tendón del cuadriceps y patella a 0°, 60° y 120° de flexión.

Para todas las situaciones de altura rotuliana y ángulos de flexión se calcularon los ángulos entre ligamentum patellae y eje tibial; quadriceps y eje femoral, y quadriceps y ligamentum patellae. Se obtuvo una estimación de la influencia de la longitud del ligamentum patellae sobre la longitud del brazo del momento de F_p , tomando la distancia perpendicular entre el punto de contacto femorotibial y el ligamentum patellae. Obtuvieron los siguientes resultados:

A) Para todos los ángulos de flexión, el punto de contacto femoral se localiza más proximalmente con un ligamentum patellae largo y más distalmente con un ligamentum patellae corto. Por otra parte, el punto de contacto patelar se desplaza más distalmente con un ligamentum patellae largo y más proximal con uno corto.

En el caso de un ligamentum patellae largo, el ángulo entre el ligamentum patellae y el eje tibial se hace menor en la primera y última parte de la flexión y mayor en el caso de un ligamentum patellae corto. *Como la orientación del ligamentum patellae cambia con la longitud de éste, la longitud del brazo del momento de la fuerza del ligamentum patellae se afecta, particularmente en los extremos del rango de flexoextensión.*

B) Variación de la proporción F_p / F_q con las distintas alturas rotulianas. En las rodillas normales, esta proporción disminuyó desde 1.1 en extensión máxima a 0.55 a 80° , y luego cambió ligeramente en mayores ángulos de flexión. Esto es, F_p fue mayor que F_q entre 0° - 30° , y disminuyó considerablemente entre 30° y 120° . En una rótula alta, la proporción aumenta en la primera parte de la flexión (máximo un 23% a 70° con un 125% de la variación de la altura rotuliana) y disminuye alrededor de un 10% a mayores ángulos de flexión. Esto implica una alteración de la fuerza muscular necesaria para generar un determinado momento extensor. El efecto inverso ocurre con una rótula baja.

C) Variación de la proporción F_r/F_q . La proporción fue mínima en extensión máxima, aumentó entre los 0° y los 80° de flexión y luego mostró ligeras variaciones en mayores ángulos de flexión. Las variaciones de la altura rotuliana tuvieron un efecto despreciable sobre la proporción a los 20° de flexión. Entre los 0° - 20° los ligamentum patellae largos la disminuyeron ligeramente, mientras que los cortos la incrementaron ligeramente. Un efecto inverso ocurrió entre los 20° y 120° .

Ahmed et al. (1987) consideran F_q , F_r y F_p como las tres fuerzas actuantes sobre la patella. Como el coeficiente de fricción en el contacto entre las superficies articulares es despreciable, la línea de acción de F_r debe ser normal a la superficie de contacto. Usando el *Teorema del seno*,

$$F_p / F_q = \sin \alpha / \sin (\beta - \alpha) \quad y$$

$$F_r / T_q = \sin (180 - \beta) / \sin (\beta - \alpha)$$

(en este trabajo, β es el ángulo entre F_q y F_p , y α es el ángulo F_q y F_r)

Por otra parte, midieron F_p en 10 especímenes mediante dos montajes que simulaban 2 funciones del cuadriceps: a) extensión de la pierna contrarresistencia, y b) levantamiento estático desde una posición de flexión. En la extensión contrarresistencia, manteniendo F_q constante pero suficiente para realizar la extensión, encuentran un máximo y un mínimo de F_p a 30° y 90° respectivamente. En el levantamiento estático, los 10 especímenes también mostraron las proporciones máximas y mínimas a los 30° y 90° respectivamente. El efecto del ángulo de flexión de la rodilla sobre dicha proporción no es significativamente diferente entre las dos funciones de la rodilla. Entre 0° - 45° de flexión F_p/F_q fue mayor de uno, e inferior a uno en el rango de flexión restante hasta los 90° ; más allá de los 90° la tendencia se invierte aumentando la proporción con el aumento de la flexión.

Los autores comparan sus resultados con los de estudios previos (Bishop y Denham, 1977),(Ellis et al.,1980) (Huberti y Hayes, 1984). Los resultados concuerdan con los de Huberti et al en términos tanto de tendencia general como de la magnitud de la proporción. Con los otros autores concuerdan con la tendencia de la proporción durante el rango de flexión de la rodilla, aunque no con las magnitudes concretas de la proporción.

Draganich et al. (1987) demuestran que los factores mecánicos que influyen sobre la capacidad del quadriceps para extender la rodilla (M o momento extensor del quadriceps) se reducen a tres:

1. *La proporción F_p / F_q (R)*
2. *El ángulo del ligamentum patellae respecto al eje tibia (β)*
3. *La distancia anteroposterior entre el punto de contacto femorotibial y la inserción del ligamentum patellae en la tuberositas tibiae(l).*

$$M = R F_q (l \cos \beta + b \sin \beta)$$

donde b es la distancia paralela al eje largo de la tibia, entre el platillo tibial y la inserción del ligamentum patellae en la tuberosidad tibial (Fig.1.25).

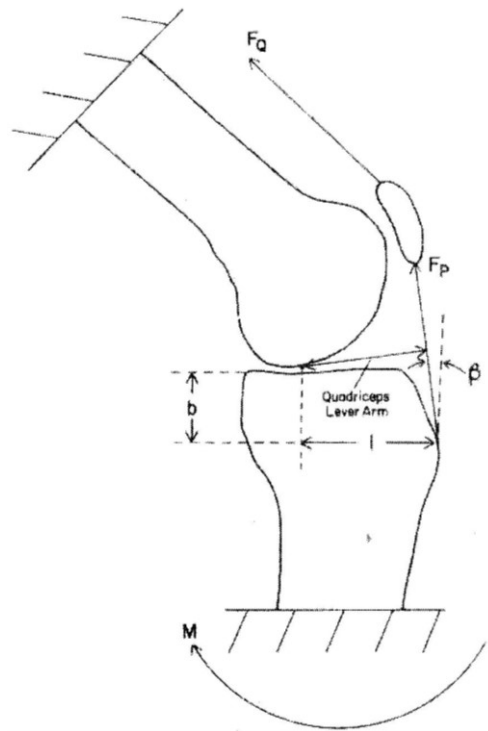


Fig 1.25 - Diagrama de Draganich et al (1987)

Andriacchi et al (1986), reiteran que la patella no actúa como una polea ya que la cantidad de fuerza transferida desde el cuádriceps al ligamentum patellae depende del ángulo de flexión. La máxima transferencia de fuerza del cuádriceps al ligamentum patellae ocurre cerca de la extensión completa y se reduce al 60% a medida que la rodilla alcanza los 90° de flexión. Por otra parte, los cambios de la dirección de la tracción del ligamentum patellae cambia de unos 30° anteriormente cerca de la extensión completa, a 20° (-20°) posterior a 90° de flexión. El cambio de dicho ángulo influye tanto sobre la fuerza de cizallamiento anteroposterior sobre la tibia como sobre la magnitud del momento extensor generado.

Buff et al. (1988) miden F_q y F_p en función del ángulo de flexión de rodilla en ocho rodillas de cadáver mediante un montaje en máquina de ensayos. La proporción (este autor, cuidado, refiere la proporción al revés) F_q/F_p fue de 1.55 a 70° de flexión a 0.86 a 10° de

flexión. Fr en la extensión contra resistencia fue máxima a los 60°. *No observó ningún cambio en la fuerza del quadriceps requerida para extender la rodilla con cambios en el ángulo Q de $\pm 5^\circ$.* Este estudio demuestra de nuevo experimentalmente que Fp y Fq no son iguales. *Estos hallazgos apoyan la hipótesis de que la patella actúa como una palanca, o mejor balancín, en el plano sagital, ajustando las fuerzas experimentadas por cada uno de sus brazos (el tendón del quadriceps femoris y el ligamentum patellae) en diferentes ángulos de flexión.* (Fig.1.26.).

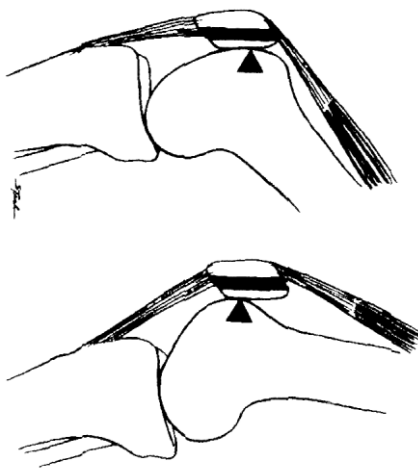


Fig 1.26 - La patella como balancín (Buff et al., 1988)

Yamaguchi y Zajac (1989), justifican el uso de un modelo planar simple de rodilla en el plano sagital debido a que la rotación axial de la articulación es menor de 10° y es solo significativa cerca de la extensión. La geometría de la tibia y el fémur se puede representar de modo planar, asumiendo que los perfiles de ambos cóndilos coinciden (lo que significa despreciar la rotación axial pues ésta es debido a los diferentes perfiles de dichos cóndilos). Representan la patella como una estructura rectangular que contacta en un solo punto con el fémur (Fig.1.27.), pues el área de contacto entre 0 y 90° es una estrecha banda ya demostrada (Goodfellow et al., 1976), (Aglietti et al., 1975), (Hungerford y Barry, 1979).

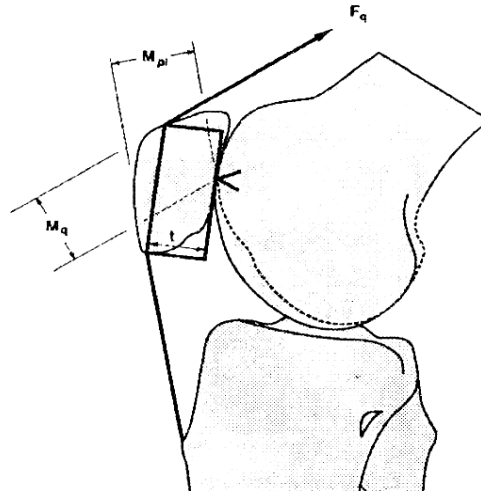


Fig 1.27 - (Yamaguchi y Zajac 1989).

Considera todas las estructuras como cuerpos rígidos inextensibles (no se considera incremento de la longitud de los tendones).Se ignora la fricción, ya que es despreciable en las articulaciones sinoviales.Yamaguchi y Zajac plantean tres ecuaciones :

$$\begin{vmatrix} \cos \alpha & \sin \beta \end{vmatrix} \begin{vmatrix} F_r \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} \sin \theta_q \end{vmatrix} F_q \quad (1)$$

$$\begin{vmatrix} -\sin \alpha & \cos \beta \end{vmatrix} \begin{vmatrix} F_p \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} \cos \theta_q \end{vmatrix} F_q$$

$$F_p M_p = F_q M_q \quad (2)$$

F_p es fuerza en ligamentum patellae

F_q es fuerza en quadriceps femoris

M_p y M_q los brazos de momentos de estas fuerzas respecto al punto de contacto femoropatelar.

Los ángulos son representados en la Fig1.28.

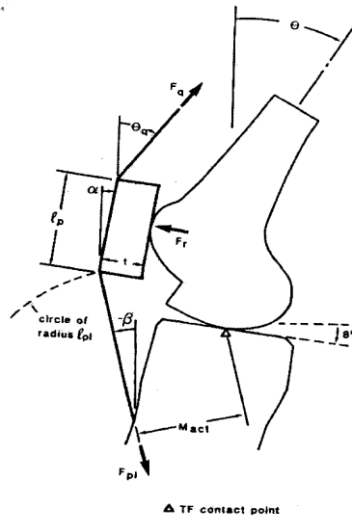


Fig 1.28 - (Yamaguchi y Zajac,1989)

El brazo del momento real de la articulación, M_{act} , es la distancia perpendicular desde el punto de contacto femorotibial al ligamentum patellae.

El brazo del momento efectivo es

$$M_{eff} = F_p / F_q M_{act} \quad (3)$$

El abrupto incremento del brazo real y efectivo del cuadriceps en los primeros 30° de flexión, es debido al marcado desplazamiento posterior del punto de contacto femorotibial. Para flexiones mayores de 30°, el desplazamiento del punto de contacto femorotibial disminuye a medida que tiene lugar el deslizamiento de la interfaz femorotibial. El grosor de la patella aumentó el brazo del momento efectivo (M_{eff}) significativamente solo en flexiones por debajo de 35° aunque el momento real mostró un aumento en todo el rango de flexión. Esto es, el aumento de grosor de la patella no afecta al brazo efectivo del momento extensor en grados de flexión mayores, al no cambiar las propiedades de palanca de la patella (que son las que dominan en mayores grados de flexión); pero el grosor de la patella sí que incrementa el M_{eff} en grados de flexión menores, cerca de la extensión completa, pues en estos grados sí que aumenta el M_{act} , que

es el factor que domina sobre el Meff en esta fase de la flexión. En contraste con lo anterior, el alargamiento del ligamentum patellae (calculan para un incremento del 20%) incrementa la fuerza transmitida desde el cuadriceps al ligamentum patellae, al aumentar significativamente el Meff en flexiones mayores de 15°. Concluyen que la acción de palanca de la patella es un mecanismo esencial para la articulación de la rodilla en ángulos de flexión moderados-altos, mayores de 15°.

Una patella alta incrementa la proporción F_p/F_q en todo el rango de movimiento.

Para Hehne (1990), la patella cubre los requerimientos que se le exigen de una manera ingeniosa: *introduce sus propios brazos de palanca* para F_p y F_q lo que implica un diferencial de fuerzas.

Hirokawa en 1991, describe su complejo modelo tridimensional de la articulación femoropatelar.

Singerman et al. (1994), demuestran la dependencia de F_r sobre la altura rotuliana. Desplazar la patella proximalmente retrasa el ángulo de flexión en el que tiene lugar el contacto tendofemoral. Así, para una patella baja el inicio del contacto tendofemoral, y con ello la transferencia de la carga de contacto femoropatelar al tendón cuadricipital, ocurre en ángulos de flexión menores que para una patella normal y viceversa para una patella alta, que retrasa el contacto tendofemoral.

Stiehl et al (2001), estudian *in vivo* mediante fluoroscopia (en ejercicio de flexión) la cinemática de la rodilla de pacientes con rodillas normales, rodillas sin ligamento cruzado anterior, rodillas con prótesis de rodilla conservadora de cruzado posterior y rodillas con prótesis de rodilla posteroestabilizada. La cinemática de la rodilla con o sin prótesis fue diferente, lo que altera el momento extensor efectivo. Los parámetros que contemplan son

el ángulo de báscula rotuliano en el plano sagital (que sustituye al ángulo del ligamentum patellae de otros estudios), la posición del punto de contacto femoropatelar y la separación femoropatelar. *La mayor variabilidad en el punto de contacto femoropatelar fue para las rodillas con prótesis, más superior en éstas.* En cuanto al ángulo de báscula patelar en el plano sagital, fue mayor en rodillas con prótesis que en rodillas sin prótesis, siendo la mayor diferencia a 90°, con mayor báscula patelar (el polo inferior se aleja de la tibia).

Krevolin et al (2004) y Sheehan (2007), estudian las variaciones del brazo del momento extensor de la rodilla respecto al “ eje helicoidal “, que tiene en cuenta la rotación de la tibia respecto al fémur, lo que incluye una visión tridimensional, en lugar de únicamente en el plano sagital.

Ward et al (2005) analizan la influencia de la patella alta sobre la mecánica de la rodilla sobre RM sagitales de rodillas de dos grupos de pacientes (con y sin rótula alta) a 0°, 20°, 40° y 60 ° de flexión de la rodilla. Los sujetos con patella alta tuvieron mayores proporciones F_p / F_q , debido al desplazamiento distal del punto de contacto femoropatelar, y por lo tanto mayores brazos de momentos efectivos del cuádriceps. No hubo diferencia entre los dos grupos en cuanto a la proporción F_r/F_q . Las diferencias observadas sugieren que los individuos con patella alta tienen un mecanismo extensor más eficiente de media en el rango 0°-60°, sin generar mayor F_r .

Browne et al (2005) insisten en que *la eficiencia mecánica del cuádriceps es dependiente de la posición femorotibial anteroposterior, el ángulo del tendón rotuliano con la tibia, y la relación F_p/F_q .* Un diseño de prótesis con el centro de rotación localizado más posterior resultaría en un aumento del brazo del momento extensor.

Powers et al (2006), estudian la influencia de la geometría del contacto femoropatelar sobre la realización de modelos tridimensionales de las fuerzas femoropatelares.

Powers et al. (2010), deducen que la dirección de F_q y localización del punto de contacto femoropatelar difieren entre carga axial y multiplanar, por lo que existe una distinta proporción F_p/F_q entre los dos modos de carga. La carga multiplanar incluye la dirección de las fuerzas de los dos vastos, dirigidas más posteriores (la resultante F_q también sería más posterior), lo que disminuiría el brazo del momento del cuadriceps (Fig.1.29). Por otra parte, existe una disminución de la flexión de la patella, desplazando a proximal el punto de contacto, disminuyendo el brazo del momento de F_q .

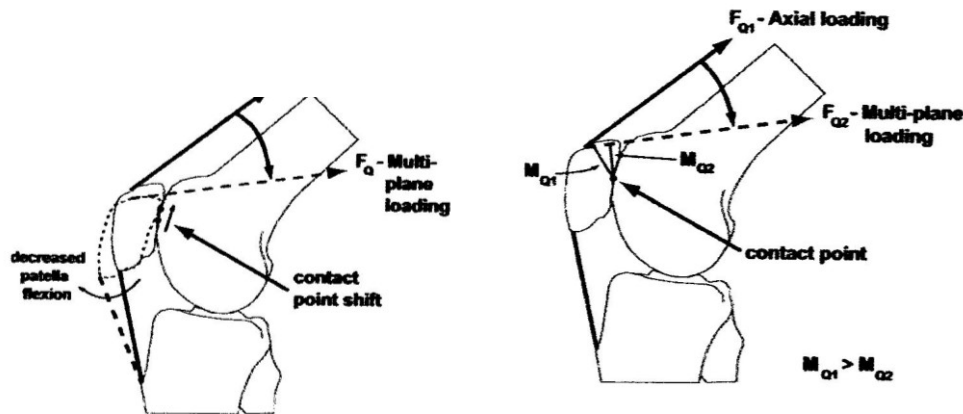


Fig 1.29 - Diferencia entre carga axial y multiplanar (Powers et al., 2010)

En otro trabajo (Powers et al., 2006), estudian la transmisión de fuerza por los retináculos del aparato extensor. Demuestra un aumento en la tensión del ligamentum patellae al retirar el retinaculum peripatellar en comparación con las rodillas que mantenían intacto el retinaculum en este estudio de rodillas de cadáver sometidas a las mismas cargas

Mason et al (2008) realizan una revisión de conceptos sobre la femoropatelar que reitera lo referido hasta ahora.

Sharma et al (2008) comparan la cinemática in vivo con fluoroscopia de pacientes con prótesis de rodilla conservadora de cruzado, posteroestabilizada o rodillas normales.

Fp/Fq disminuyó con el aumento de la flexión (1.0 en extensión completa y de 0.5 en flexión máxima). Aunque no encontraron diferencias significativas entre los pacientes con prótesis conservadora de cruzado y posteroestabilizada, las rodillas con prótesis conservadora del cruzado posterior exhibieron más parecido con las rodillas normales.

Lezsko et al (2010), también comparan la cinemática femoropatelar in vivo de pacientes con rodillas normales y pacientes con prótesis. En ambos casos, el punto de contacto femoropatelar migró de distal a proximal, pero estaba localizado más distalmente en el inicio de la flexión en rodillas normales frente a rodillas con prótesis. A partir de los 60° de flexión no hubo diferencias

CAPITULO 2. MATERIAL Y METODOS

2.1. INTRODUCCIÓN

Se ha asumido como hipótesis de esta tesis la posibilidad de diseñar, desarrollar y aplicar un modelo experimental de la Biomecánica de la Rodilla apto para evaluar las fuerzas patelares y su relación con la morfología de los elementos articulares, su posición y el ángulo de flexión.

Como paso previo a su confirmación, se ha realizado un estudio teórico elemental en el que, de forma aproximada y en un modelo plano de la extremidad inferior, se han planteado y resuelto las condiciones de equilibrio correspondientes a los diagramas de cuerpo libre de los elementos estructurales.

A la vista de los montajes experimentales empleados por otros investigadores en trabajos afines, se ha diseñado y puesto a punto un primer prototipo con réplicas de huesos reales en material sintético y un montaje que limita el estado de carga al plano sagital. Como se verá, el modelo es útil en cuanto a su metodología y aplicaciones académicas, pero presenta limitaciones que no permiten cumplir el objetivo de confirmación de la hipótesis.

Como segundo prototipo se ha simplificado el problema completamente como un caso bidimensional, tanto en geometrías como estados de carga, pero recurriendo como novedad a una técnica optomecánica de visualización de fuerzas interiores que permite la fácil localización de puntos de contacto para las distintas configuraciones de flexión de la articulación consideradas. El montaje y puesta en carga son muy sencillos, los resultados son muy visuales e intuitivos, y el aparato matemático para la cuantificación de las

distintas magnitudes de interés es relativamente simple y fácilmente implementable en una hoja de cálculo.

2.2. MODELO TEORICO SIMPLICADO

Se ha adaptado el modelo de Pauwels de la extremidad inferior [F. Pauwels, *Biomechanics of the Locomotor Apparatus*, 1980] para plantear las ecuaciones de equilibrio correspondientes a los diagramas de cuerpo libre de los elementos estructurales. El modelo corresponde en geometría y carga al plano sagital, por lo que las condiciones de equilibrio se reducen a tres: las dos de equilibrio de fuerzas según dos direcciones perpendiculares y la de equilibrio de momentos respecto a un eje perpendicular al plano.

En la Figura 2.1 se tiene una representación del modelo simplificado de Pauwels de la extremidad inferior en una posición de equilibrio vista en el plano sagital. A la izquierda se representa el modelo completo, y a la derecha el modelo sin la patella, es decir, considerando que se hubiese practicado una operación de patelectomía.

Las flechas rojas indican las resultantes de las fuerzas exteriores actuantes: peso propio del cuerpo y reacción del suelo. Se considera una situación de equilibrio monopodal, por tanto, ambas deben ser verticales y estar alineadas.

En la Figura 2.2 se han representado aislados los modelos de fémur y tibia y se indican las cotas que van a permitir plantear las ecuaciones de equilibrio. Todas las medidas se han tomado sobre el propio dibujo, con lo que las ecuaciones estarán afectadas de un factor de proporcionalidad

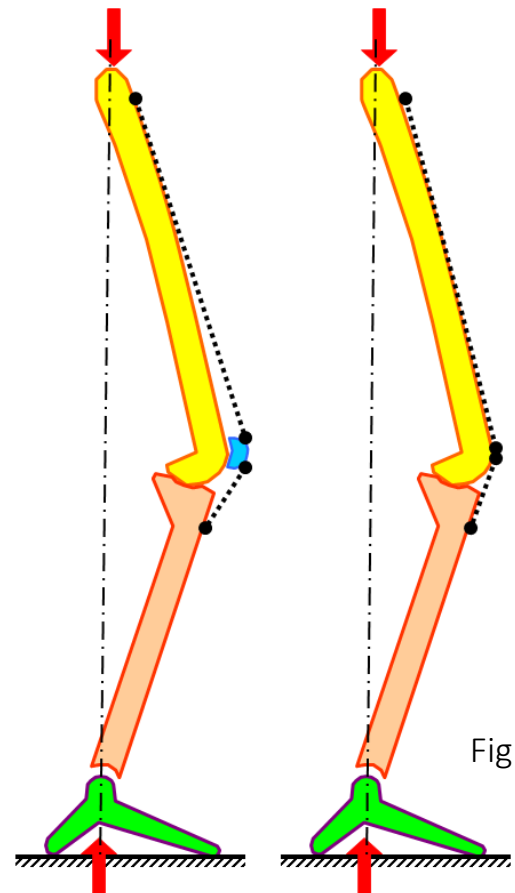


Fig.2.1.

con las medidas reales. Siendo lineales todas las ecuaciones, el factor de proporcionalidad no afecta a los resultados finales.

El músculo cuádriceps se modela como un cable que, desde su hipotética inserción proximal en el fémur, sigue una directriz que forma un ángulo β con la vertical. Este ángulo se ha considerado invariable después de la patelelectomía. El ligamento rotuliano se inserta en A , y su directriz forma con la vertical los ángulos α

y α' , antes y después de la patelelectomía, respectivamente.

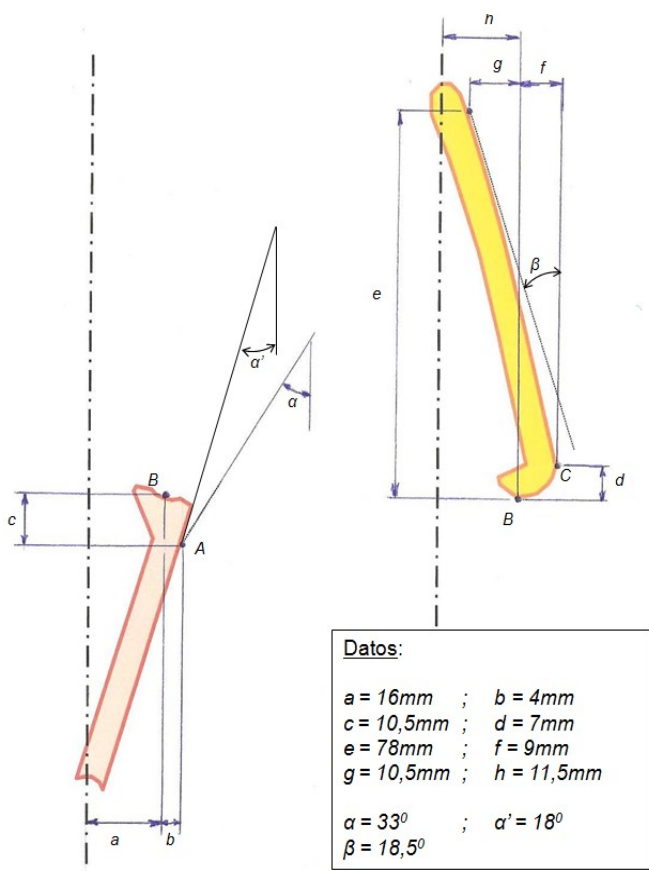


Fig.2.2

Los puntos B y C se han supuesto como los de contacto fémoro-tibial y fémoro-patelar, respectivamente. Ambos se han considerado también invariables después de la patelectomía. En la Figura 2.3 se tienen planteadas las ecuaciones de equilibrio de las componentes verticales y horizontales de las fuerzas actuantes en cada elemento:

$P \rightarrow$ Peso del cuerpo

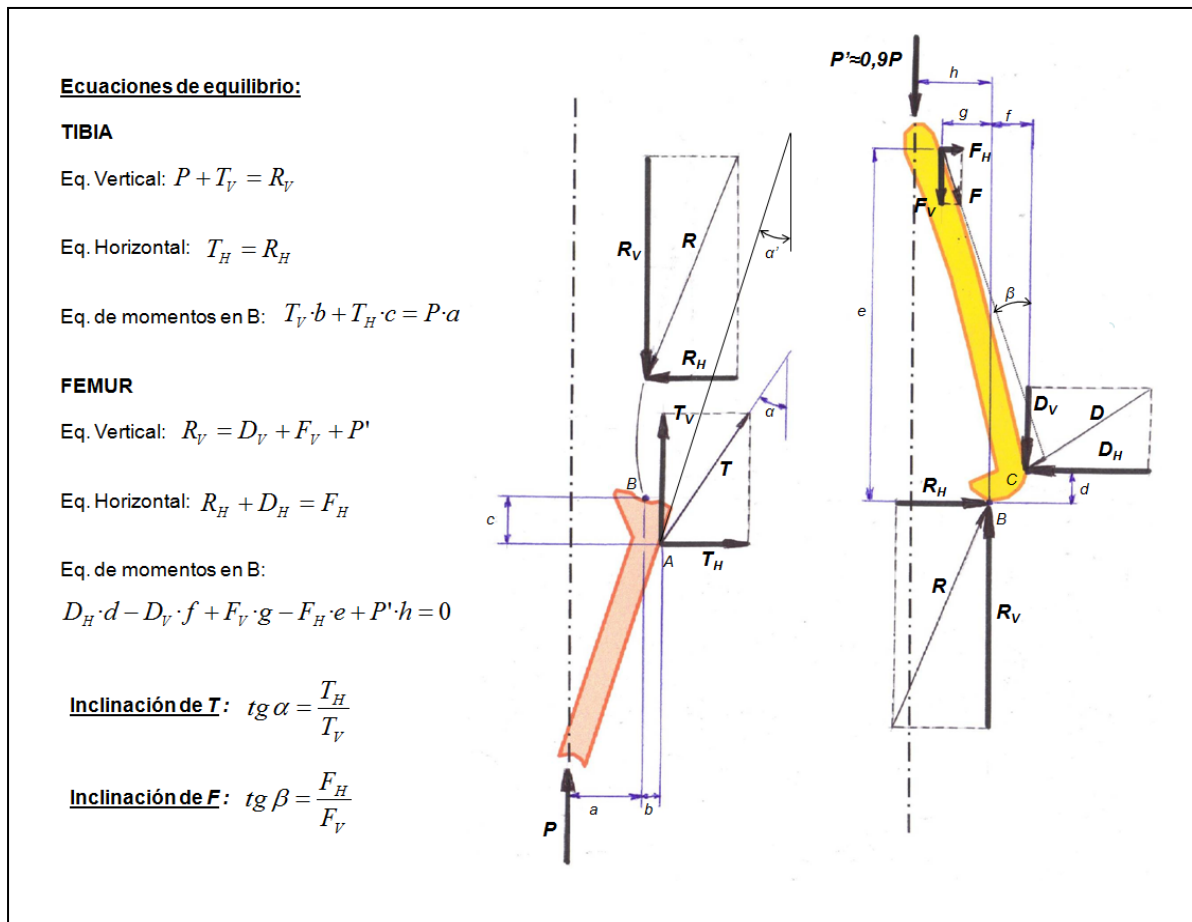
$P' \rightarrow$ Peso del cuerpo menos el peso aproximado de la extremidad inferior

$F \rightarrow$ Fuerza transmitida por el cuádriceps

$T \rightarrow$ Fuerza transmitida por el ligamento rotuliano

$R \rightarrow$ Reacción entre fémur y tibia, supuestamente concentrada en el punto B

$D \rightarrow$ Acción de la patella sobre el fémur, supuestamente concentrada en C



Resolviendo las ecuaciones se obtienen las fuerzas F , T , R y D antes y después de la patelectomía. En la Figura 2.4 se han representado las fuerzas con su módulo y orientación correspondiente. En negro están las fuerzas antes de la patelectomía, y en rojo, después. Se ha añadido el porcentaje de variación del módulo de cada fuerza por efecto de la operación, quedando constancia de la notable sobrecarga en el cuádriceps y los aumentos de fuerza en el ligamento rotuliano y en la reacción fémoro-tibial.

El estudio es de interés meramente académico, por las simplificaciones geométricas y la localización ficticia de los puntos de contacto articular, pero resulta muy ilustrativo de la aplicación de las ecuaciones de equilibrio en los diagramas de cuerpo libre de los elementos estructurales.

Cabe destacar que un sencillo estudio de este tipo habría cuestionado las afirmaciones de Brooke (1937) sobre el carácter de “vestigio evolutivo” de la patella, sin responsabilidad mecánica importante,

que llevaron a un ejercicio abusivo de la patelectomía.

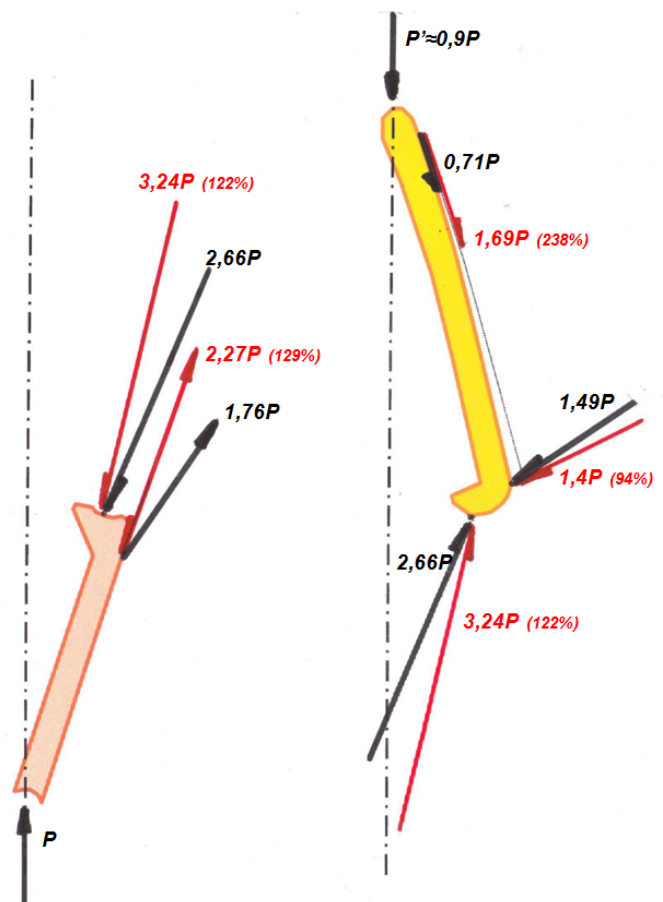


Figura 2.4

2.3. PROTOTIPO 1: MODELO ANATOMICO 3D CON ESTADO DE CARGA LIMITADO AL PLANO SAGITAL

Después del estudio teórico simplificado, se ha decidido abordar un modelo experimental inspirado en el trabajo de Huberti et al. [*Force Ratios in the Quadriceps Tendon and Ligamentum Patellae*] sobre rodillas de cadaver.

Como primer paso, se han fabricado réplicas de huesos fémur, tibia y patella a partir de huesos reales (cesión del Hospital Clínico San Carlos de Madrid) en resina de poliuretano mediante técnicas de moldeo con siliconas.

A continuación se describe el método seguido en el Laboratorio de Resistencia de Materiales de la ETSII para obtener réplicas de cualquier hueso. Para la explicación se utiliza como ejemplo un hueso sintético de la empresa SAWBONES. El método seguido para obtener el fémur la tibia y la patela del prototipo es exactamente el mismo.

Para la fabricación de los huesos se utilizó el moldeo por silicona, específicamente el **moldeo de doble cara**. Se trata de un molde de dos piezas distintas. Primero se construye una parte en silicona de la pieza a replicar y una vez curada la silicona se puede proceder a realizar la otra. Es más lento de fabricar pero replica mejor los elementos y evita la aparición de burbujas en los alrededores de las cavidades. Los materiales utilizados son los siguientes:

- Tableros delgados de madera para las paredes y las bases del molde.
- Plastilina industrial para la base y los huecos, Fig.2.5 2.5. Este tipo de plastilina no tiene componentes que interactúen con la silicona, por esto ha sido elegida.
- Silicona ácida universal CEYS para pegar los laterales de la caja del molde, Fig.2.6.
- Silicona EASYL 3520 y agente de curado para posibilitar el secado, Fig. 2.7.

- Agente desmoldeante FEROSIL V32, 4 (Fig 2.8).
- Sacabocado.



Fig.2.5 - Tableta de 350 gramos de plastilina industrial



	
<p>Silicona Ácida Universal</p> <p>Silicona de bajo precio sellante en multitud de superficies.</p> <p>Bajo tiempo de secado.</p>	

Fig. 2.6 Silicona Ácida Universal

<p>Silicona EASYL 3520</p> <p>Silicona de bajo precio que se comporta bien en cualquier tipo de molde.</p> <p>Gran fluidez para reducir burbujas en el molde.</p> <p>Elevada elasticidad para un fácil desmoldeo de piezas complejas.</p> <p>Dureza menor que la primera.</p>	
<p>Agente Curado 20, 5% del peso sobre EASYL 3520</p> <p>Tiempo de trabajo 60 min (Entre 45 y 75 min a 23°)</p> <p>Tiempo de curado 24 h</p>	<p>Viscosidad de la mezcla: 13.000 mPas</p> <p>Precio Pack de 5 Kg de silicona y 250 gr de agente de curado</p> <p>77,50 € + 21% IVA= 93,80 €</p>

Fig. 2.7.- Silicona EASYL 3520



Fig. 2.8.- Agente desmoldeante FEROSIL V32

Fase 1. Realización de los moldes con silicona

1. Hacer una capa de plastilina sobre la parte inferior de la caja, con un grosor aproximado de la mitad del hueso a replicar.
2. Colocar los huesos en la plastilina hasta cubrir la mitad de los mismos. Posteriormente rectificar el contorno del hueso. Hacer marcas en la plastilina que nos servirán para ubicar un molde sobre otro (fig 2.9).

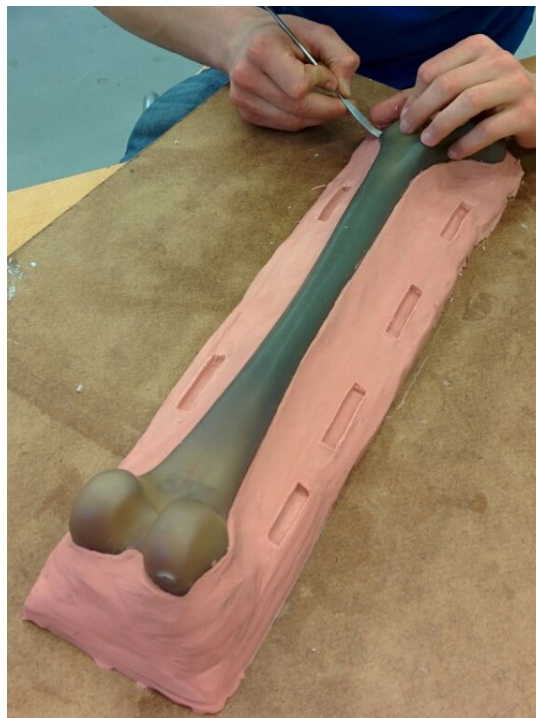


Fig. 2.9.- Hueso sobre la plastilina

3. Colocar las tablas laterales para construir la caja. Para fijar estas tablas, se ha empleado silicona ácida universal.

Una vez preparada la caja, se calcula el volumen necesario de silicona y agente de curado y se mezcla, teniendo en cuenta que la silicona debe sobrepasar el punto más

prominente del hueso en aproximadamente dos centímetros, pues si no tendríamos un molde demasiado fino que podría tener deformaciones durante la colada.

4. Verter la silicona y esperar 24 horas a que se produzca el curado de la mezcla y podamos retirar los laterales (fig 2.10).



Fig. 2.10.- Proceso de vertido de silicona

Pasadas 24 horas, se pueden retirar las paredes laterales de la caja, con cuidado y se elimina la plastilina, sin extraer el hueso de su cavidad, posteriormente se limpia la superficie del molde para poder realizar los trabajos previos al vertido de la segunda parte del molde. Se deja plastilina en los negativos de los canales de alimentación a fin de que la silicona no los tape al verterla más adelante (fig 2.11).



Fig.2. 11.- Primera parte del molde de silicona

5. Recolocar las tablas laterales para construir la caja y verter la silicona para construir la segunda parte del molde. Esperar 24 horas a que se produzca el curado de la mezcla.
6. Realizar los alimentadores y respiraderos a una de las dos partes del molde de silicona con una herramienta llamada sacabocado.

Los alimentadores son los conductos por los que se verterá la resina en el molde y los respiraderos son necesarios para permitir la salida de aire de las cavidades del molde y que no queden burbujas en las piezas. Ambos se deben colocar en los puntos más prominentes de la pieza ya que el aire acumulado tendrá tendencia a salir hacia arriba (fig 2.12).



Fig. 2.12.- Molde con alimentadores y respiraderos

Concluido todos estos pasos obtenemos las dos partes del hueso a reproducir en silicona (fig 2.13)



Fig. 2.13.- Molde en silicona del hueso a replicar

Tras obtener los moldes de los huesos que se desean replicar se pasa a la siguiente fase.

Fase 2. Fabricación de las replicas

Una vez obtenidos el molde en silicona, el siguiente paso es replicar los huesos en resina de poliuretano (fig. 2.14).



<p>Resina de Poliuretano FEROPUR</p> <p>Base PR-55 (Parte A) + Endurecedor E-55 (Parte B)</p> <p>Endurece rápido a T^a ambiente</p> <p>Fácilmente mecanizable</p> <p>Tiempo de trabajo 2 minutos</p> <p>Tiempo de curado 5 minutos</p>	
<p>Densidad= 1,25 gr/ml</p> <p>Dureza (Shore D)= 75</p> <p>R. Tracción= 350 Kg/cm²</p> <p>R. Flexión= 500 Kg/cm²</p>	<p>Elongación = 9%</p> <p>Flexión=13 mm</p> <p>Contracción < 3%</p>
<p>Precio del Kit de 2 Kg, 1Kg de cada Parte (PR-55 y E-55)</p> <p>22,40 €+ 21% IVA= 27,10 €</p>	

Fig. 2.14.- Resina de Poliuretano

Para conocer la cantidad de resina necesaria, fue necesario medir el volumen del interior del molde. Para ello se llenó de agua y vertió en una probeta graduada. Del volumen total la mitad es de parte A y la otra mitad de parte B.

Los moldes de silicona se cierran y se aseguran con gomas elásticas para prevenir las fugas de resina. Finalmente se vierte la resina por el alimentador y se espera alrededor de 1 hora para que endurezca, pudiendo proceder al desmoldeo.

Como operación final hay que proceder a un rectificado manual de las pieza para eliminar las rebabas y los salientes cilíndricos resultantes del rellanado de los respiraderos. En la Figura 2.15 se tiene una réplica del hueso SAWBONE obtenida con este método.



Fig. 2.15.- Fémur obtenido

Con las réplicas de fémur, tibia y patela obtenidas con este método, se ha realizado un montaje que se describe en las fotografías de la Figura 2.16.

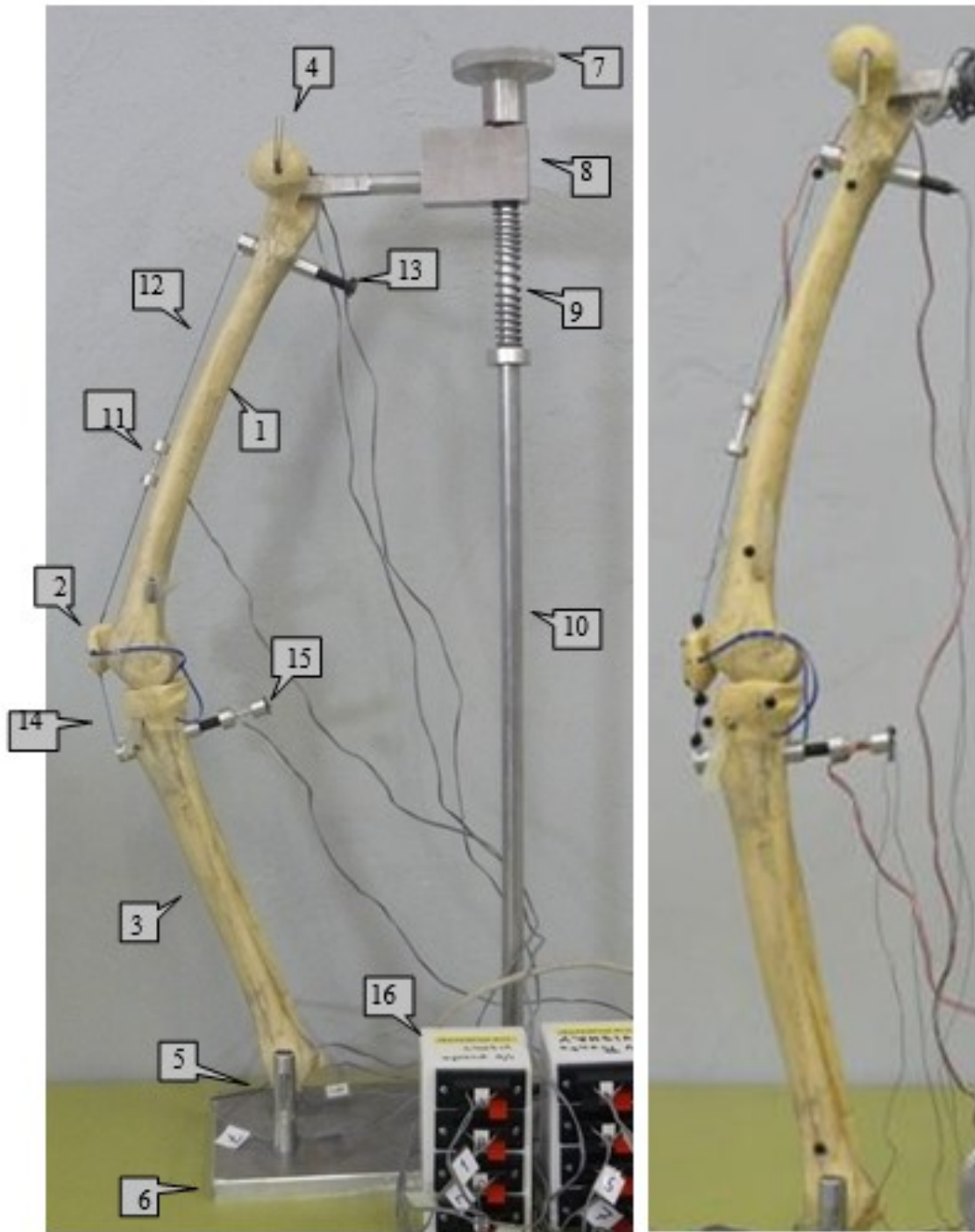


Figura.2.16.- Montaje del Prototipo 1.Izquierda: Vista general y detalles. Derecha: vista de los marcadores de posición

1.- Réplica de fémur. Cabeza unida a una articulación desplazable verticalmente. Extremo distal unido a la réplica de la tibia con cable elastomérico emulador de los ligamentos cruzados

2.- Réplica de rótula. Extremos superior e inferior unidos a los cables que simulan la acción del cuádriceps y del tendón rotuliano

3.- Réplica de tibia. Extremo proximal unido a la réplica de fémur con cable elastomérico simulador de los ligamentos cruzados. Extremo distal unido a articulación fija

4.- Cabeza de fémur taladrada y articulada con una barra desplazable verticalmente

5.- Extremo distal de la tibia taladrado y articulado con una barra fija

6.- Base rígida de aluminio anclable a la mesa de trabajo con gatos mecánicos

7.- Disco roscado de accionamiento manual para conseguir desplazamiento vertical

8.- Pieza deslizable verticalmente por la acción del disco roscado. Casquillo interior con cojinetes antifricción

9.- Resorte de recuperación

10.- Barra-guía anclada a la base fija

11.- Célula de carga de tracción con sensor resistivo (galga extensométrica)

12.- Cable de poliamida (nylon ABS) simulador de la acción del cuádriceps

13.- Anclaje proximal del cable simulador del cuádriceps. Tornillo de regulación de longitud

14.- Cable de poliamida (nylon ABS) simulador del tendón rotuliano

15.- Célula de carga de compresión con sensor resistivo (galga extensométrica) montada sobre un tornillo de regulación de longitud

16.- Equipo de medición de registros de sensores resistivos: cajas de conexiones de 16 canales, puente de Wheatstone, circuito amplificador y pantalla digital

En la parte derecha de la Figura 2.16 se tiene una vista de los marcadores de posición que se han fijado sobre las réplicas. Son del color y tamaño adecuados para que el programa matemático MATLAB los identifique en una imagen, posibilitando la subsiguiente digitalización de las coordenadas de los mismos.

Con este montaje se ha obtenido un registro de fuerzas transmitidas por los cables que simulan el cuádriceps y el tendón rotuliano en cada posición de flexión de la articulación. Los pasos seguidos en cada ensayo ha sido los siguientes:

1.- Montaje de los cables simuladores del cuádriceps y el tendón rotuliano. Los tornillos reguladores se manipulan para ajustar las longitudes de los cables al ángulo de flexión que se desea estudiar.

2.- Selección de la posición inicial accionando el disco manual. Con los tornillos reguladores se aplica una ligera tensión a los cables simuladores del cuádriceps y del tendón rotuliano. Se conecta y se pone a cero el medidor de los sensores resistivos

3.- Se acciona el disco manual y se pone en carga el conjunto hasta que el registro de la célula de carga del cable del cuádriceps alcance la 20 microdeformaciones (una microdeformación es la millonésima parte de la relación entre el incremento de longitud del sensor resistivo y su longitud inicial; es, por tanto, la unidad de la deformación longitudinal unitaria producida en el punto y en la dirección donde se encuentra el sensor)

4.- Se anotan los registros de las dos células de carga y se fotografía la posición del conjunto. Los registros y la imagen se incorporan a un programa desarrollado en MATLAB que digitaliza la posición identificando las localizaciones de los marcadores, genera un sistema de referencia global a partir de las posiciones de los marcadores ubicados en la base fija de la estructura, determina los parámetros geométricos asociados a la posición (definición y ángulo del eje femoral, ídem del eje tibial, ídem del cable simulador del cuádriceps, ídem del cable simulador del tendón rotuliano, longitud patelar, longitud del tendón rotuliano, índice INSALL y ángulo de flexión) y, finalmente, calcula las fuerzas patelares (fuerzas transmitidas por los cables que simulan cuádriceps y tendón rotuliano, y reacción del cóndilo femoral).

5.- Repetición del proceso para otra posición

De esta forma se obtienen datos para sucesivos ángulos de flexión. En la Figura 2.17 se tiene una serie de imágenes de una secuencia de flexión.

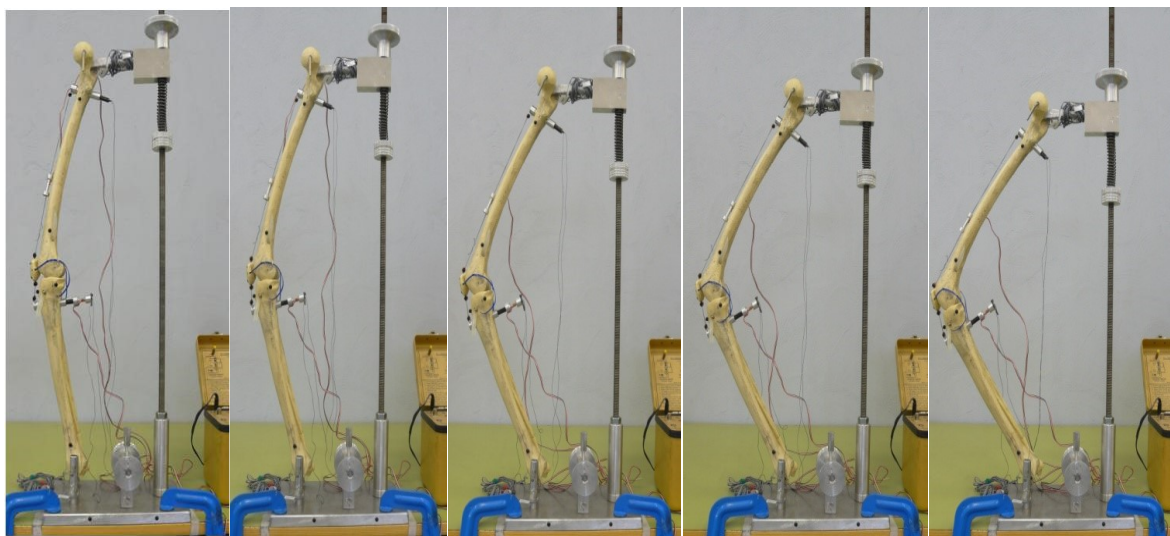
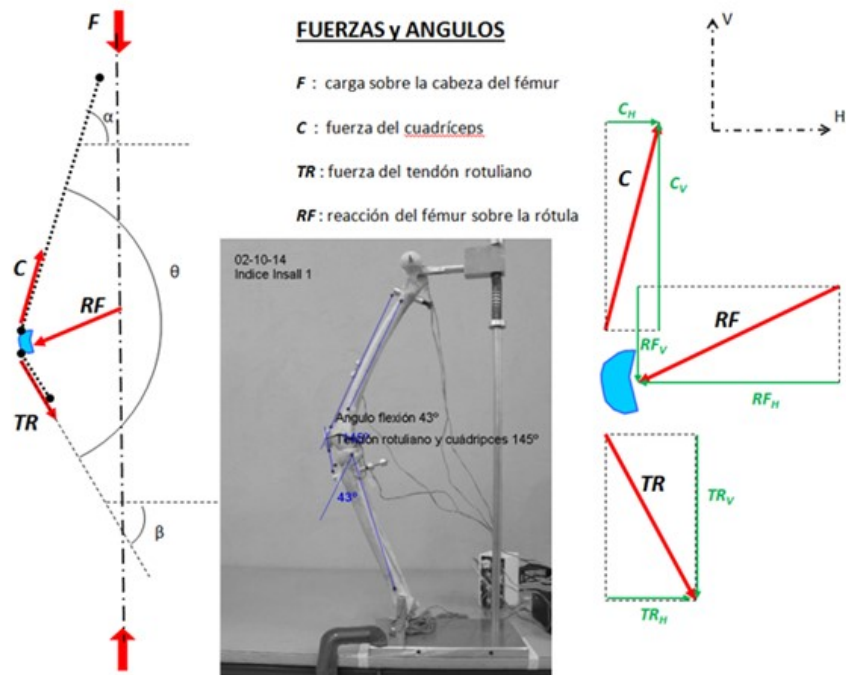


Fig.2.17.- Secuencia de posiciones de medida



CONCEPTO			RESULTADO
		fecha	02/10/2014
		foto	P1060817
Indice insall (posición de la rótula)		insall	0.880218133
Angulo de flexión		aflex	43.40061879
Angulo del Fémur con la horizontal		a_F_H	64.92806857
Angulo del Cuadríceps con el Tendón Rotuliano	θ	a_C_RT	144.8202583
Angulo del Cuadríceps con el Fémur		a_C_F	0.99000082
Angulo del Tendón Rotuliano con la Tibia		a_RT_T	7.230876252
Angulo del Cuadríceps con la Horizontal	α	a_C_H	65.91806939
Angulo del Tendón Rotuliano con la Horizontal	β	a_RT_H	78.90218889
Registro de la Galga 1		G1	20
Registro de la Galga 2		G2	46
Registro de la Galga 3		G3	-26
Fuerza sobre la Cabeza del Fémur (N)	F	FcabF	7.74
Fuerza en el Cuadríceps (N)	C	FC	21.298
Componente Vertical de FC (N)	C_V	FCv	19.444284
Componente Horizontal de FC (N)	C_H	FCh	8.690490426
Fuerza sobre el Tendón Rotuliano (N)	TR	FRT	-11.466
Componente Vertical de TR (N)	TR_V	FRTv	-11.25158601
Componente Horizontal de TR (N)	TR_H	FRTh	2.207027022
Reacción del Fémur sobre la Rótula (N)	RF	FR_F	13.63364173
Componente Vertical de RF (N)	RF_V	FR_Fv	-8.192697988
Componente Horizontal de RF (N)	RF_H	FR_Fh	-10.89751745

Fig. 2.18.- Esquema de fuerzas y ángulos. Tabla de datos, cálculos y resultados generada en programa MATLAB

Tras realizar una campaña completa de ensayos se ha generado una tabla y una gráfica con las relaciones de fuerza correspondientes al cuádriceps y el tendón rotuliano, C/T, en función del ángulo de flexión (Figura 2.19)

Ensayo	Posición rótula	Índice Insall	Ángulo flexión	Fuerza en el Cuádriceps	Fuerza en el Tendón Rotuliano	C/T
P1070019	Baja	0.509277516	21.7718453	72.41	33.2	2.181024096
P1070020	Baja	0.514368426	24.36417674	178.24	71.38	2.497057999
P1070021	Baja	0.513330519	26.96428168	250.65	102.92	2.435386708
P1070022	Baja	0.514386536	29.48040503	89.12	36.52	2.440306681
P1070023	Baja	0.52185191	32.40279517	167.1	68.06	2.4551866
P1070024	Baja	0.518906537	38.45961971	284.07	106.24	2.673851657
P1070028	Baja	0.709745281	45.40314293	89.12	38.18	2.334206391
P1070029	Baja	0.702919475	46.24337648	167.1	69.72	2.396729776
P1070030	Baja	0.708561292	47.60675721	256.22	102.92	2.489506413
P1070031	Baja	0.716487712	48.8075125	89.12	33.2	2.684337349
P1070032	Baja	0.725479899	50.13524267	183.81	69.72	2.636402754
P1070033	Baja	0.735504437	51.78998699	284.07	99.6	2.852108434
P1070034	Baja	0.744221219	52.4997676	100.26	34.86	2.876075731
P1070035	Baja	0.786787057	56.66221868	122.54	73.04	1.677710843
P1070036	Baja	0.826938991	59.24580811	172.67	104.58	1.651080513
P1070037	Baja	0.819382396	61.90150584	55.7	33.2	1.677710843
P1070038	Baja	0.824554603	62.46881021	133.68	73.04	1.830230011
P1070039	Baja	0.826285498	63.15531602	200.52	106.24	1.887424699
P1070040	Baja	0.823293264	67.62714591	83.55	38.18	2.188318491
P1070041	Baja	0.818397104	68.23141471	139.25	68.06	2.045988833
P1070042	Baja	0.820888188	69.64285687	267.36	102.92	2.597745822
P1070044	Baja	0.822709848	72.58437549	77.98	36.52	2.135268346
P1070045	Baja	0.833073344	73.92202691	183.81	69.72	2.636402754
P1070046	Baja	0.822860126	74.87687741	261.79	107.9	2.426227989
P1070047	Baja	0.834120623	76.99468008	94.69	43.16	2.193929564
P1070048	Baja	0.820452267	78.41717957	228.37	73.04	3.126642935
P1070049	Baja	0.827814873	79.64836876	317.49	102.92	3.084823164
P1070050	Baja	0.826870722	81.74241046	72.41	36.52	1.982749179
P1070051	Baja	0.832852415	82.54872912	155.96	66.4	2.348795181
P1070052	Baja	0.835311838	84.10493488	284.07	102.92	2.760104936
P1070053	Baja	0.652703087	85.94867419	44.56	36.52	1.220153341
P1070054	Baja	0.655960857	88.41388825	111.4	68.06	1.636791067

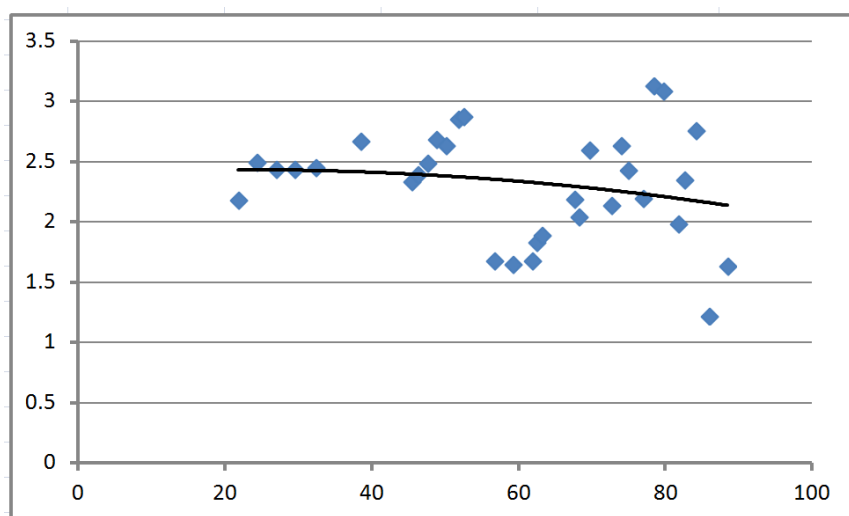


Figura 2.19.- Tabla y gráfica de resultados

En la gráfica se aprecia una fuerte dispersión sin líneas de tendencia claras. La explicación es porque la posición de flexión en estudio se consigue con un desplazamiento forzado por el mecanismo de tornillo. Por tanto, la posición se consigue independientemente de los movimientos relativos entre cables y réplicas óseas, así como de los movimientos relativos entre fémur, tibia y patela. Y una misma posición puede corresponderse con valores distintos de las fuerzas transmitidas por los cables. El ensayo, en definitiva, carece de suficiente grado de determinismo como para que pueda considerarse válido para los objetivos planteados.

Se ha intentado una corrección (Fig. 2.20) modificando el marco de carga para que las posiciones de estudio se alcancen por equilibrio directo de las fuerzas actuantes: las transmitidas por los cables simuladores del cuádriceps y del tendón rotuliano. Este montaje tampoco es válido porque no se consigue llegar a una posición de equilibrio estable. Esto es debido a que la articulación fémoro-tibial del proptotipo carece de rigidez y se producen movimientos relativos fuera del plano sagital entre cables, fémur, tibia y patela. Como conclusión puede decirse que no es factible un modelo anatómico 3D con un sistema de cargas recluido en el plano sagital. Otros autores (citados arriba) han empleado modelos con cadáver, conservando la cápsula articular y aplicando carga emuladora del quadriceps femoris en tres direcciones: vastus medialis, vastus lateralis y rectus femoris.

No obstante, el prototipo desarrollado es valioso para aplicaciones académicas y como apoyo en desarrollos de procedimientos de adquisición de datos a partir de imágenes.



Fig 2.20

2.4. PROTOTIPO 2: MODELO FOTOELASTICO 2D. RESULTADOS

El segundo prototipo ensayado es completamente bidimensional y está basado en el trabajo teórico de Yamaguchi [*A Planar Model of the Knee Joint to Characterize the Knee Extensor Mechanism, 1988*]. El planteamiento geométrico y matemático del mismo se ha completado con una técnica experimental que permite la visualización de las fuerzas interiores provocadas por las acciones exteriores. Se trata de una técnica optomecánica de campo continuo de amplia tradición en el Laboratorio de Resistencia de Materiales de la ETSII. Los fundamentos de esta técnica son bien conocidos (Dally et al., 1978) pero resulta conveniente una breve exposición de la misma.

La fotoelasticidad es una de las técnicas experimentales optomecánicas de análisis de tensiones más antigua. El principio básico de esta técnica se debe al descubrimiento efectuado por David Brewster en 1816 cuando hizo pasar luz polarizada a través de una pieza de vidrio cargada y observó que aparecía un contorno coloreado causado por las tensiones presentes en la pieza; se trata de un fenómeno de interferencia de ondas de luz polarizada, denominado birrefringencia artificial, que se da en distintos niveles en los materiales amorfos transparentes.

Esta técnica desde su surgimiento encontró una gran aplicación en la industria, superando al resto de técnicas optomecánicas disponibles (lacas frágiles, método de Moiré, sombra óptica, entre otros). Con el advenimiento de los métodos numéricos (en particular, el análisis por elementos finitos) (Heegaard et al.,1995) quedó muy relegada, aunque ha tenido un resurgir en los últimos años.

La fotoelasticidad es una técnica de campo continuo que permite una visualización directa de los estados tensionales, lo que la hace muy apropiada para análisis cualitativos inmediatos y asequibles incluso para personal no especializado. El estado tensional provocado por las cargas aplicadas al modelo da lugar a una cristalización parcial del material, lo que se traduce en espectros de franjas de colores de dos tipos: Isocromáticas e Isóclinas. En esta tesis sólo se va a trabajar con las Isocromáticas, por lo que sólo nos referiremos a ellas.

Las Isocromáticas son el lugar geométrico de los puntos del modelo donde la diferencia de tensiones principales en el plano es constante. Las tensiones principales son parámetros característicos del estado tensional presente en cada punto. Siendo esta tesis un trabajo enmarcado en el ámbito de la Medicina, especialmente en el apartado de

Traumatología, habría que incluir una introducción a la Mecánica de los Sólidos para aclarar los conceptos asociados a la Fotoelasticidad. Sin embargo, para la aplicación concreta desarrollada no es necesario, ya que la interpretación de los resultados es puramente cualitativa, no requiriendo la compleja formulación matemática ligada a la Mecánica de los Sólidos. Para nuestro propósito es suficiente la idea de que cada isocromática de un determinado color está asociada a un determinado nivel de tensión, y que las zonas más cargadas, es decir, con más riesgo de rotura, son aquéllas en donde la densidad de las franjas es mayor.. Según la fuente de luz que se emplee, el espectro de isocromáticas puede ser de dos tipos. Con luz monocromática las franjas son negras o del color de la fuente de luz. En la Figura 2.21-a se tiene un ejemplo en el que la fuente de luz es una lámpara de vapor de sodio (luz monocromática amarilla). Si se emplea luz blanca, las isocromáticas son coloreadas (Figura 2.21-b). La ventaja de usar luz monocromática es que los espectros aparecen mucho más contrastados.

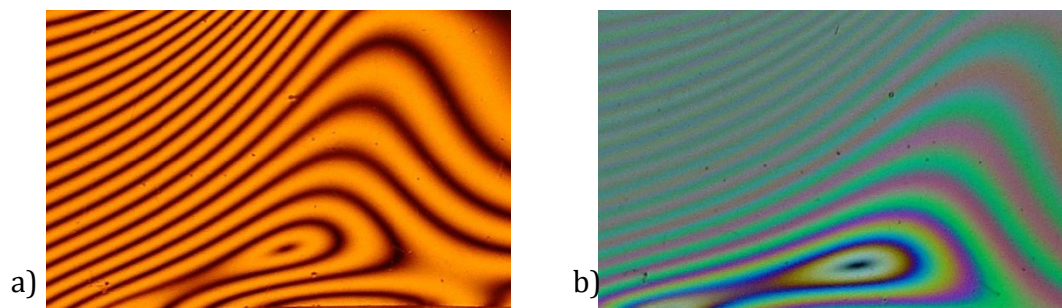


Figura 2.21 - Espectro de isocromática. (Ezquerro, 2012).

Con fuente de luz monocromática. b) Con fuente de luz blanca

El ensayo fotoelástico puede ser por transmisión o por reflexión (Figuras 2.22 y 2.23). En el primer caso se ensaya un modelo de la pieza original fabricado en un material transparente con la sensibilidad óptica adecuada. En el segundo se ensaya la pieza original adhiriendo previamente una fina capa de material fotoelástico con un adhesivo reflectante.

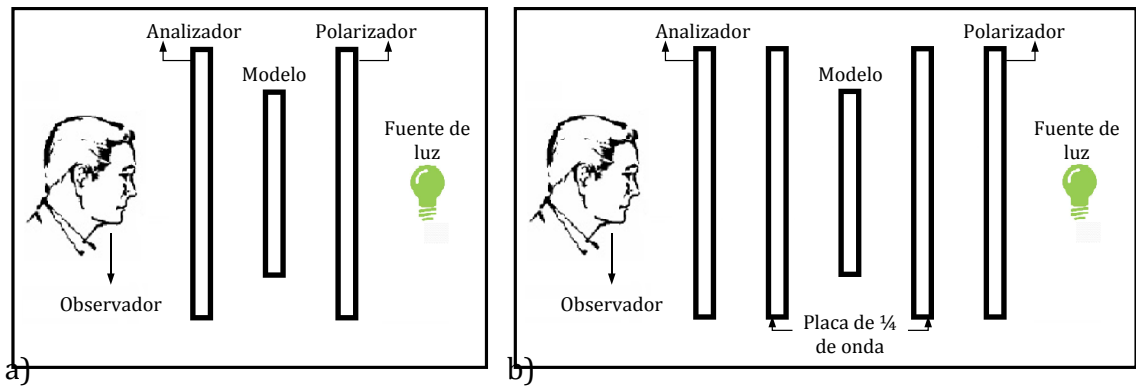


Figura 2.22 - Representación esquemática de un polariscopio por transmisión.

a) Polariscopio plano: la luz está polarizada en un plano y el observador ve superpuestos los espectros de isoclinas e isocromáticas

b) Polariscopio circular: se intercalan láminas de $\frac{1}{4}$ de onda y la luz polarizada es circular, es decir, la vibración del vector eléctrico es en dos planos perpendiculares (para más información puede consultarse la literatura sobre óptica asociada, pero, nuevamente, no es necesario profundizar más para los objetivos de esta tesis). Con esta configuración, el observador sólo ve el espectro de isocromáticas.

La Fotoelasticidad por transmisión trabaja con modelos transparentes a escala de las piezas originales. Por tanto, los resultados del modelo deben extrapolarse a la pieza original. Ello no supone dificultad si el comportamiento de ambos materiales, el del modelo y el de la pieza original, está dentro del régimen elástico lineal para los niveles de carga empleados (en Elasticidad Lineal todos los fenómenos experimentados por un sólido al ser sometido a cargas son reversibles, y existe proporcionalidad entre causa y efecto). Mayor problema supone el tener que trabajar con modelos planos. Para los casos en que hay que estudiar directamente las piezas de un material opaco que no sea plano, existe la alternativa de la Fotoelasticidad por Reflexión. En ella se recubre la pieza opaca original de una fina capa de material fotoelástico pegada con un adhesivo reflectante y se dispone

el montaje de la Figura 2.23, consiguiéndose el mismo efecto de franjas de isocromáticas, interpretable igualmente como los de la modalidad de transmisión

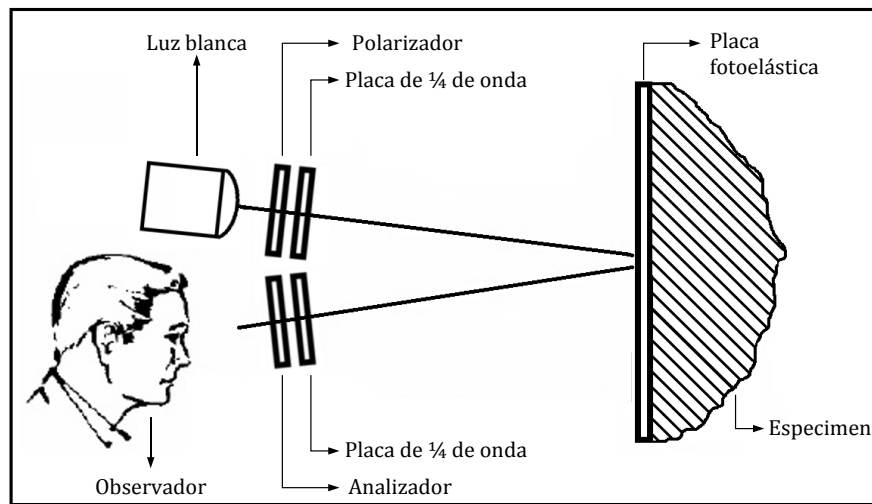


Figura 2.23. - Representación esquemática de un polariscopio por reflexión.

La Ley Óptico-Tensional relaciona el color de cada isocromática con un parámetro característico del estado tensional: la diferencia de tensiones principales ($s_1 - s_2$) en el plano del modelo (hay una tercera tensión principal, s_3 , perpendicular al modelo, que es nula en problemas de tensión plana).

$$s_1 - s_2 = \frac{N \times f}{e}$$

donde:

N : orden de franja de la isocromática (adimensional)

f : factor de franja asociado a la sensibilidad óptica del material (N/mm)







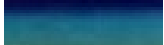





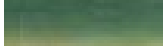
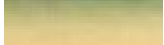


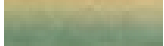
e : espesor de la pieza (mm)

En la Tabla 1 se tiene la relación color-orden de franja de cada isocromática cuando se emplea una fuente de luz blanca.

El factor de franja del material es indicativo de su sensibilidad óptica. A menor valor de f , mayor sensibilidad y, en consecuencia, menor carga será necesaria para conseguir un mismo espectro fotoelástico. Los materiales más empleados son policarbonato ($f = 7 \text{ kN/m}$), resinas epoxi ($f = 10,2 \text{ kN/m}$) y de poliéster ($f = 15,4 \text{ kN/m}$). Otros materiales de baja sensibilidad como el metacrilato se emplean para el estudio exclusivo de isóclinas.

Para el estudio de tensiones internas en problemas tridimensionales o, para los casos en donde los elementos de anclaje y de transmisión de cargas del montaje dejan áreas opacas puede emplearse la variante de congelación de tensiones, consistente en la realización de los ensayos a temperaturas por encima de la de transición vítrea del material. A esta temperatura algunos materiales pierden rigidez manteniéndose en régimen elástico, lo que permite obtener mayores deformaciones, y, con ellas, espectros fotoelásticos más densos, con la misma carga que a temperatura ambiente. Además, al bajar la temperatura manteniendo las cargas aplicadas, las deformaciones quedan permanentes, y el espectro fotoelástico correspondiente puede estudiarse en la pieza liberada de los elementos de montaje, o incluso puede cortarse en láminas delgadas permitiendo los estudios de casos tridimensionales.

Tabla 1 - Colores de las isocromáticas según el orden de la franja

Color observado	Orden de franja (N)
 negro	0
 gris	0,28
 blanco	0,45
 amarillo pálido	0,60
 naranja	0,80
 rojo	0,90
Transición rojo/azul	1
 azul	1,08
 azul-verde	1,22
 amarillo	1,39
 naranja	1,63
 rosa-rojo	1,82
Transición rojo/verde	2
 verde	2,35
 verde-amarillo	2,50
 rojo	2,65
Transición rojo/verde	3
 verde	3,10
 rosado	3,65
Transición rosado /verde	4
 verde	4,15

El método de congelación de tensiones se basa en la naturaleza bifásica de la estructura molecular de los polímeros termoestables: largas cadenas poliméricas entrelazadas y unidas con enlaces secundarios. A temperatura ambiente, las cargas son absorbidas por los enlaces primarios y secundarios moleculares, pero por encima de la temperatura de transición vítrea del material, los enlaces secundarios desaparecen y el material pierde rigidez aunque se mantiene en régimen elástico. Bajando la temperatura manteniendo las cargas aplicadas, los enlaces secundarios se regeneran e impiden que las

deformaciones desaparezcan al retirar las cargas. De esta forma, las deformaciones y con ellas los espectros de isocromáticas quedan permanentes.

Pasemos a continuación a la descripción del prototipo desarrollado en función de la geometría y la formulación establecidas por Yamaguchi. La Figura 2.24 es una fotografía comentada del montaje empleado.

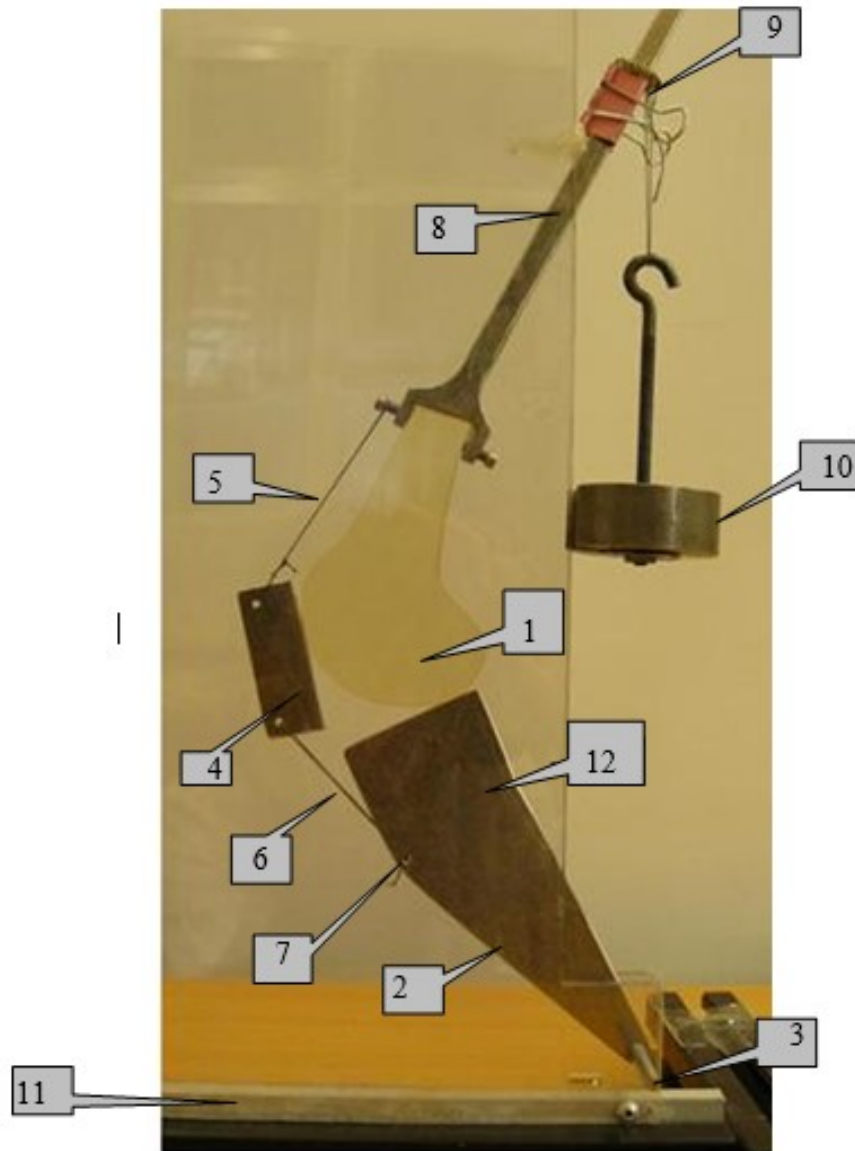


Figura. 2.24.- Montaje del Prototipo 2

1.- Modelo plano del extremo distal del fémur realizado en resina epoxi, material plástico termoestable apto para ensayos fotoelásticos con la modalidad de congelación de tensiones. Espesor del modelo: 5 milímetros. El modelo se mecaniza con sierra de marquetería en una placa previamente fabricada en el Laboratorio de Resistencia de Materiales de la ETSII. La placa se obtiene a partir de componentes líquidos, resina base y endurecedor, adquiribles comercialmente. El moldeo se realiza entre dos placas de vidrio impregnadas de cera desmoldeante y selladas con cemento o silicona.

2.- Modelo plano de la tibia realizado en aluminio. El ángulo de la meseta tibial con la perpendicular al eje tibial es de 8° , conforme a lo establecido en la literatura

3.- Extremo distal del modelo de la tibia unido a la estructura soporte con una articulación fija

4.- Modelo plano de la patela conforme a la geometría de Yamaguchi. En los vértices exteriores superior e inferior se han practicado dos taladros para facilitar el montaje de los cables de transmisión de cargas

5.- Cable simulador de la acción del cuádriceps. Extremo inferior unido a la patela y extremo superior unido a la pieza metálica simuladora del fémur proximal

6.- Cable simulador del tendón rotuliano. Extremo superior unido a la patela y extremo inferior unido al modelo de la tibia

7.- Taladro practicado en el modelo de la tibia en la posición de la tuberosidad tibial (conforme a Yamaguchi)

8.- Pieza metálica de aluminio atornillada al extremo superior del modelo en resina epoxi del extremo distal del fémur. El tornillo superior sirve de punto de amarre del cable simulador de la acción del cuádriceps

9.- Elemento de transmisión de carga de gravedad al conjunto constituyente del modelo del fémur

10.- Soporte y pesa de 250 gramos

11.- Estructura soporte de perfilería de aluminio

12.- Placas de metacrilato ancladas a la estructura soporte y montadas en paralelo con una separación aproximada de 7 milímetros. Todo el montaje queda recluido entre las dos placas, asegurando así la estabilidad del conjunto y el carácter bidimensional, en geometría y en carga, del ensayo.

Jugando con las longitudes de los cables 5 y 6 se puede seleccionar el ángulo de flexión y la altura de la patela. Al aplicar la carga de gravedad, el conjunto adopta una configuración de equilibrio estable por las fuerzas de reacción transmitidas por los cables y por las fuerzas que aparecen en los puntos de contacto entre fémur y patela y entre fémur y tibia.

Disponiendo polarizadores lineales y láminas $\frac{1}{4}$ de onda por delante y por detrás del conjunto se consigue un montaje tipo polariscopio circular de transmisión que permite observar directamente la evolución óptica del modelo fotoelástico. Con el montaje en equilibrio, el estado tensional desarrollado en el modelo es muy pequeño, dada la reducida carga de gravedad aplicada (250g), pero con el método de congelación de tensiones se consigue un espectro de isocromáticas suficientemente rico. Para ello, se inyecta entre las placas de metacrilato aire caliente de tal forma que el material del modelo alcanza su temperatura de transición vítrea, pierde rigidez y se deforma hasta que alcanza nuevamente el equilibrio. La temperatura necesaria para alcanzar la de transición vítrea de la resina

epoxi empleada no es excesivamente alta, unos 60⁰ centígrados, por lo que es suficiente emplear como fuente de calor un simple secador de pelo.

En la Figura 2.25 se tiene una fotografía del conjunto para una posición de equilibrio y con el espectro de isocromáticas estabilizado. A partir de la imagen se determinan todos los parámetros geométricos de la posición, incluidos los puntos de contacto entre patela y fémur y entre fémur y meseta tibial, que quedan claramente definidos por la característica concentración de franjas en zonas de contacto localizado.

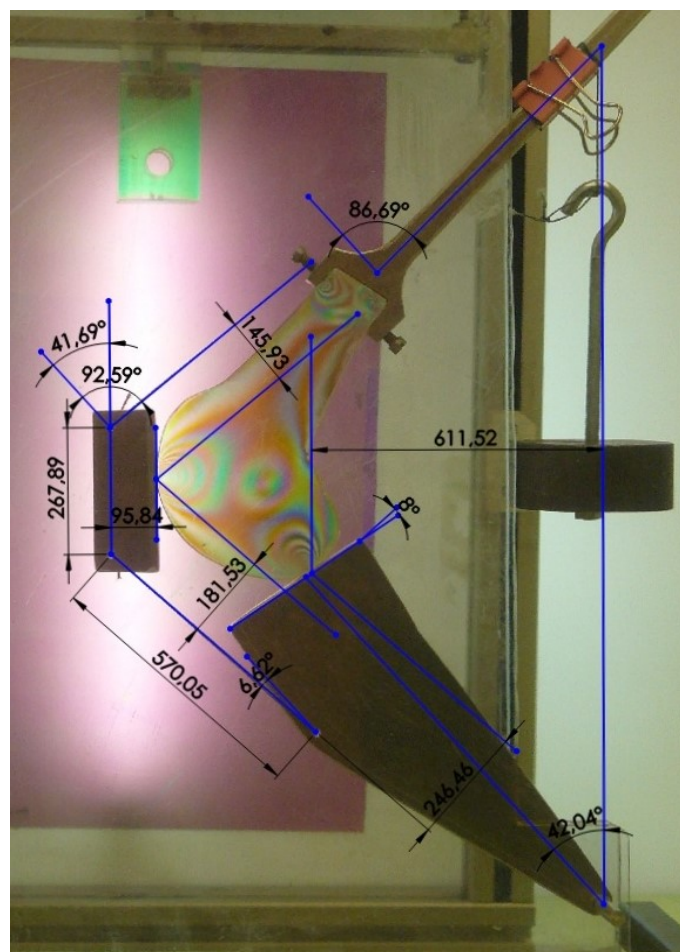


Figura 2.25.- Vista del montaje en un campo de luz polarizada circular para una configuración de equilibrio y con el espectro de isocromáticas estabilizado. Se han añadido los valores de los parámetros geométricos medidos

Una vez estabilizado, el conjunto se deja enfriar manteniendo la carga aplicada, para, a continuación proceder a desmontarlo. Los espectros de isocromáticas permanentes resultantes pueden fotografiarse fácilmente en un polariscopio circular. En la Figura 2.26 se tienen los espectros con fuente de luz blanca y monocromática de un caso concreto

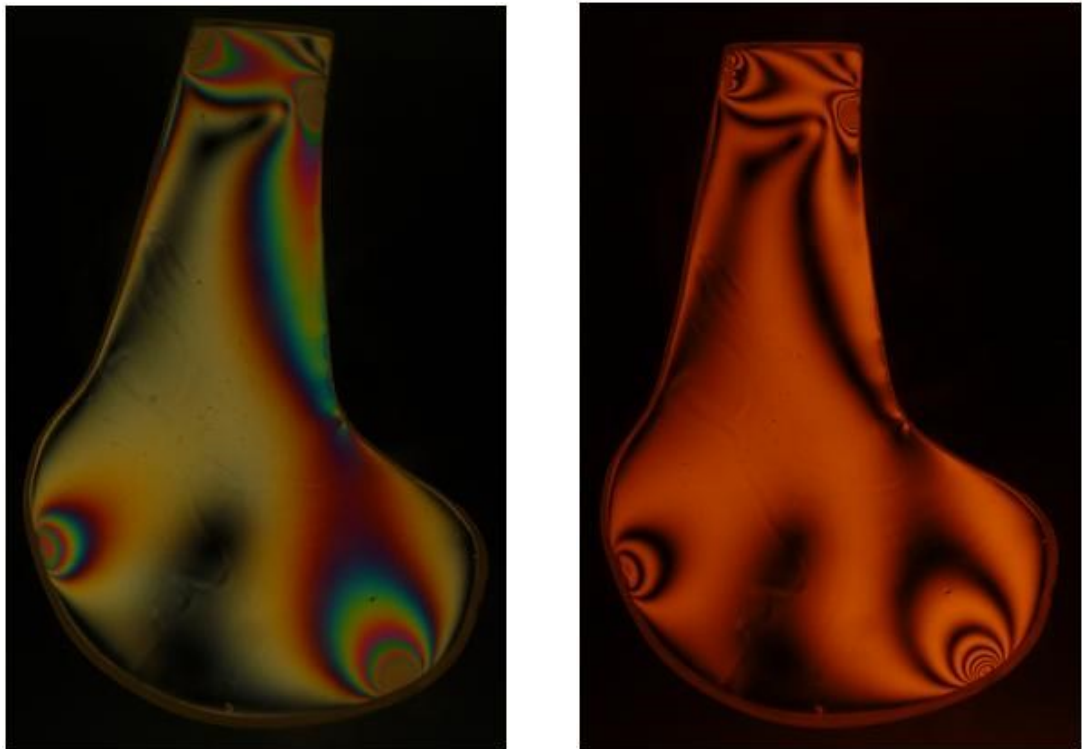


Figura 2.26- Espectros de isocromáticas permanentes en el modelo fotoelástico del fémur distal para una caso concreto de carga. Izquierda: fuente de luz blanca. Derecha; fuente de luz monocromática de vapor de sodio

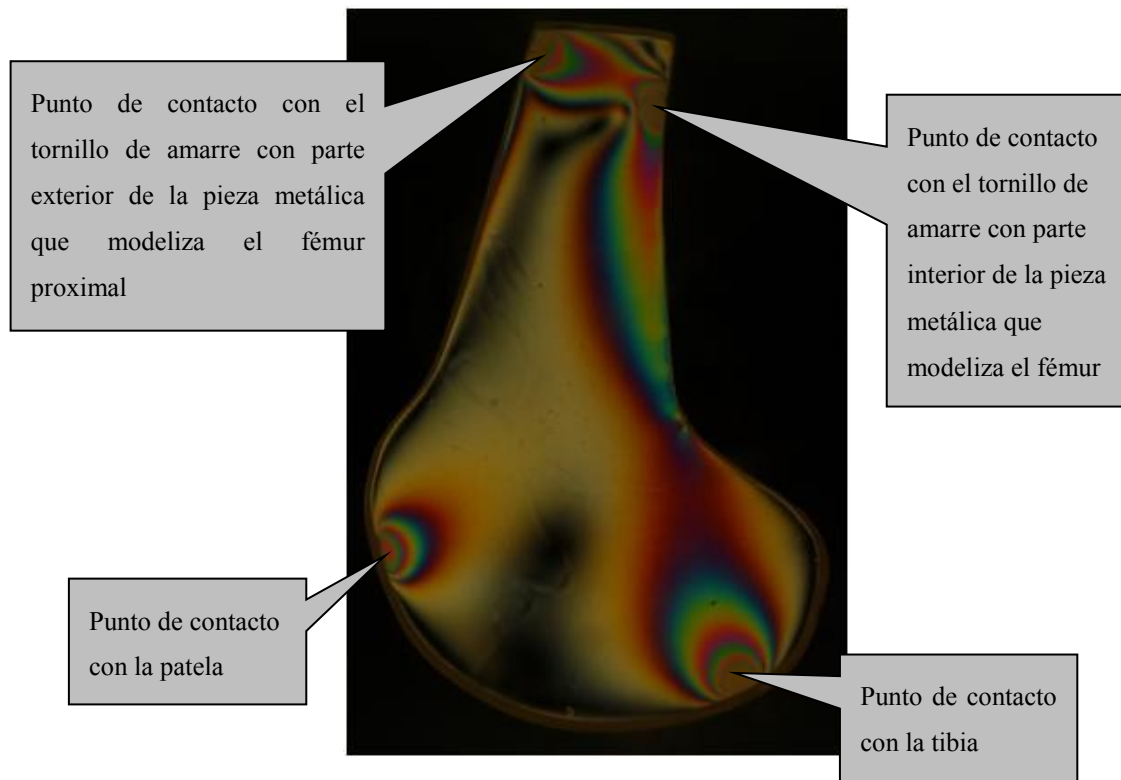


Figura 2.27.Leyenda del espectro de isocromáticas

Una vez fotografiado el modelo, la pieza fotoelástica se somete a un recocido a 60⁰ centígrados que elimina las tensiones internas y permite su reutilización para otro ensayo.

La localización de los puntos de contacto entre fémur y patela y entre fémur y tibia permite el planteamiento de las ecuaciones de equilibrio correspondientes a los diagramas de cuerpo libre de la patela y el fémur. En la Figura 2.28 se indica la nomenclatura empleada siguiendo el trabajo de Yamaguchi

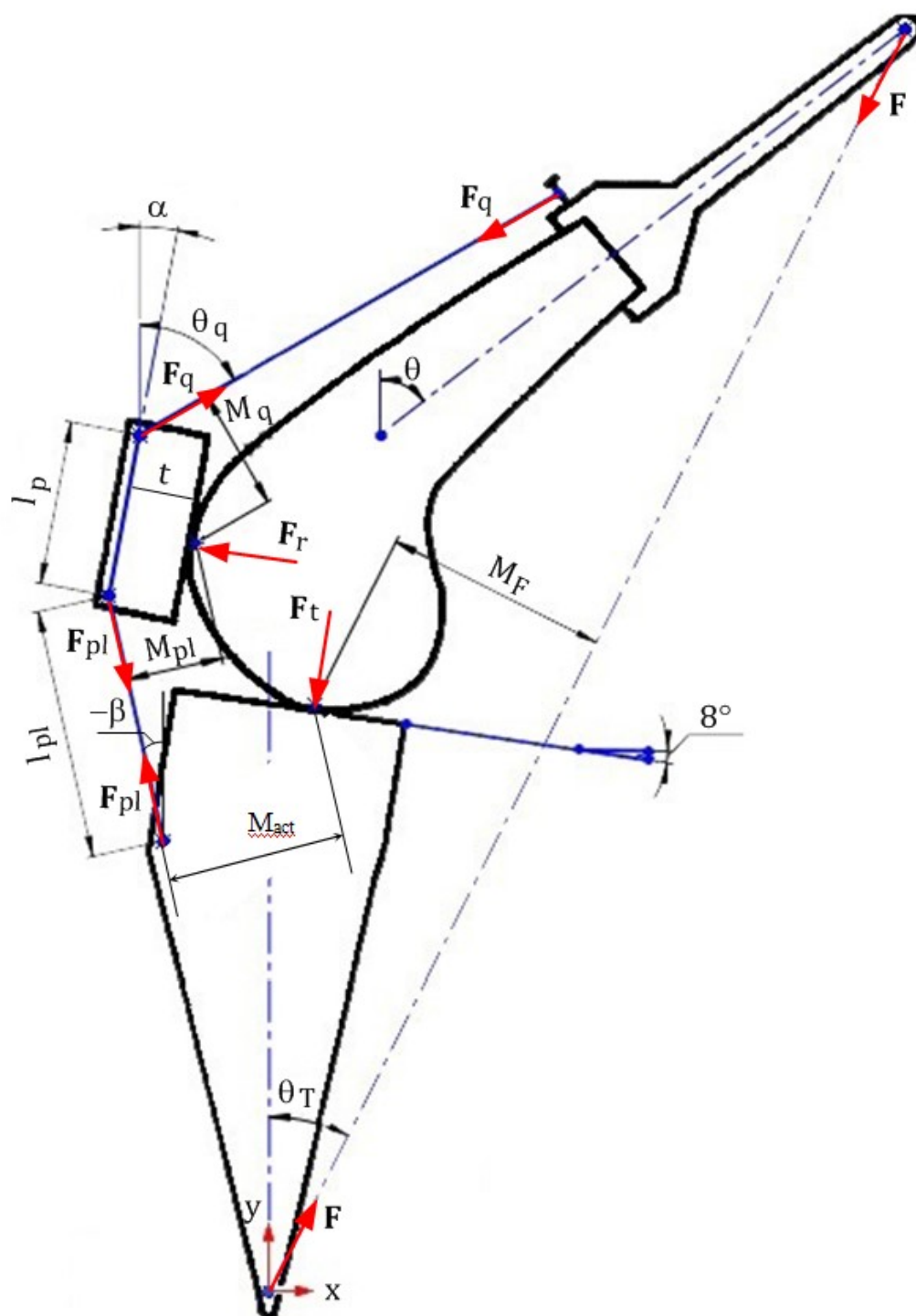


Figura 2.28. Esquema de distancias, ángulos, fuerzas y momentos que intervienen en las ecuaciones de equilibrio.

$l_p [mm] \rightarrow$ longitud patelar

$t [mm] \rightarrow$ espesor patelar

$l_{pl} [mm] \rightarrow$ longitud del tendón rotuliano

.- Angulos respecto a la dirección y (eje tibial que forma 82^0 respecto a la dirección de la meseta tibial):

$\theta \rightarrow$ ángulo de flexión

$\alpha \rightarrow$ ángulo de patelar

$\theta_q \rightarrow$ ángulo de de la acción del cuádriceps

$\beta \rightarrow$ ángulo de la reacción del ligamento patelar (se considera negativo en sentido antihorario desde la vertical paralela al eje y)

$\theta_T \rightarrow$ ángulo de la reacción del tobillo

.- Brazos de los momentos respecto al punto de aplicación de la reacción tibio-femoral F_t

$M_{act} [mm] \rightarrow$ para la fuerza del ligamento patelar

$M_F [mm] \rightarrow$ para la reacción del tobillo

.- Brazos de los momentos respecto al punto de aplicación de la reacción patelo-femoral F_r

$M_{pl} [mm] \rightarrow$ para la fuerza del ligamento patelar

$M_q [mm] \rightarrow$ para la fuerza del cuádriceps

Las ecuaciones de equilibrio se plantean para las direcciones x e y , siendo el eje y (la vertical en la vista de la Figura 2.28) coincidente con el eje tibial. Las ecuaciones resultantes son:

Ecuaciones de equilibrio de fuerzas y momentos en la patella

$$\sum F_x = 0 \rightarrow F_q \sin \theta_q + F_{pl} \sin(-\beta) - F_r \cos \alpha = 0$$

$$\sum F_y = 0 \rightarrow F_q \cos \theta_q - F_{pl} \cos(-\beta) + F_r \sin \alpha = 0$$

Ecuaciones de equilibrio de fuerzas y momentos en la tibia

$$\sum F_x = 0 \rightarrow F \sin \theta_T - F_t \sin 8^0 - F_{pl} \sin(-\beta) = 0$$

$$\sum F_y = 0 \rightarrow F \cos \theta_T - F_t \cos 8^0 - F_{pl} \cos(-\beta) = 0$$

De los dos grupos de ecuaciones se obtienen las siguientes expresiones de las fuerzas referidas a la fuerza aplicada F :

$$\frac{F_{pl}}{F} = \frac{M_F}{M_{act}}$$

$$\frac{F_t}{F} = \frac{\cos \theta_T}{\cos 8^0} + \frac{M_F}{M_{act}} \frac{\cos(-\beta)}{\cos 8^0}$$

$$\frac{F_q}{F} = \frac{M_F}{M_{act}} \frac{M_{pl}}{M_q}$$

$$\frac{F_r}{F} = \frac{M_F}{\sin \alpha M_{act}} \left(\cos(-\beta) - \frac{M_{pl}}{M_q} \cos \theta_q \right)$$

Y el brazo del momento “efectivo” definido por Yamaguchi tiene por expresión:

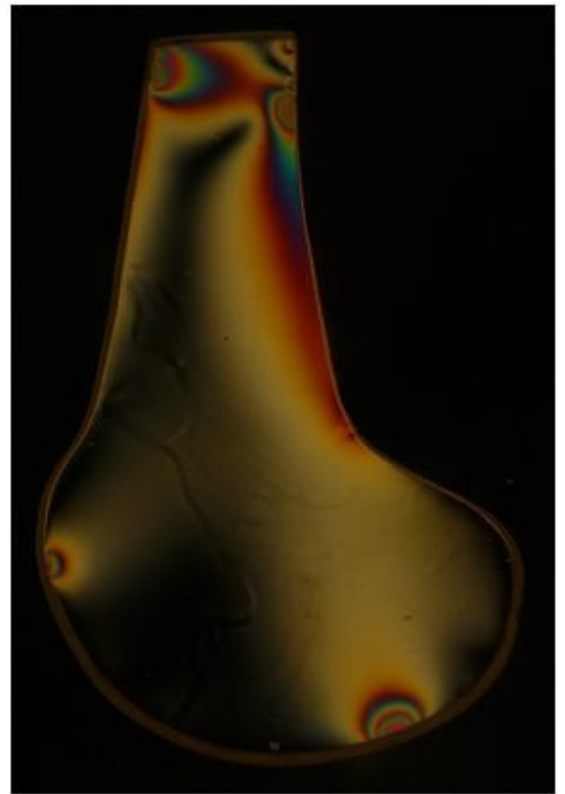
$$M_{eff} = \frac{F_{pl}}{F_q} M_{act} [mm]$$

Tomando medidas directamente de las imágenes (programa Solid Works), aplicando el correspondiente factor de escala (Factor imagen/realidad) y aplicando las fórmulas, se han obtenido los resultados para cada ensayo válido que se reflejan en el capítulo siguiente.

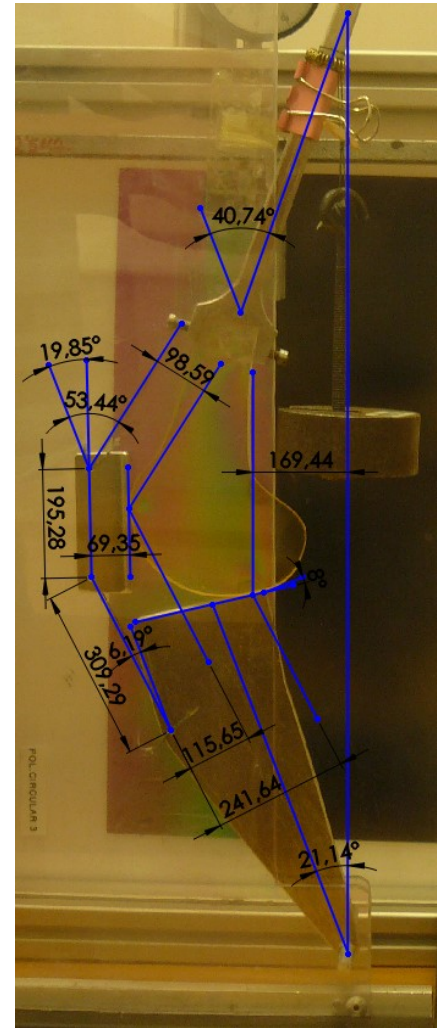
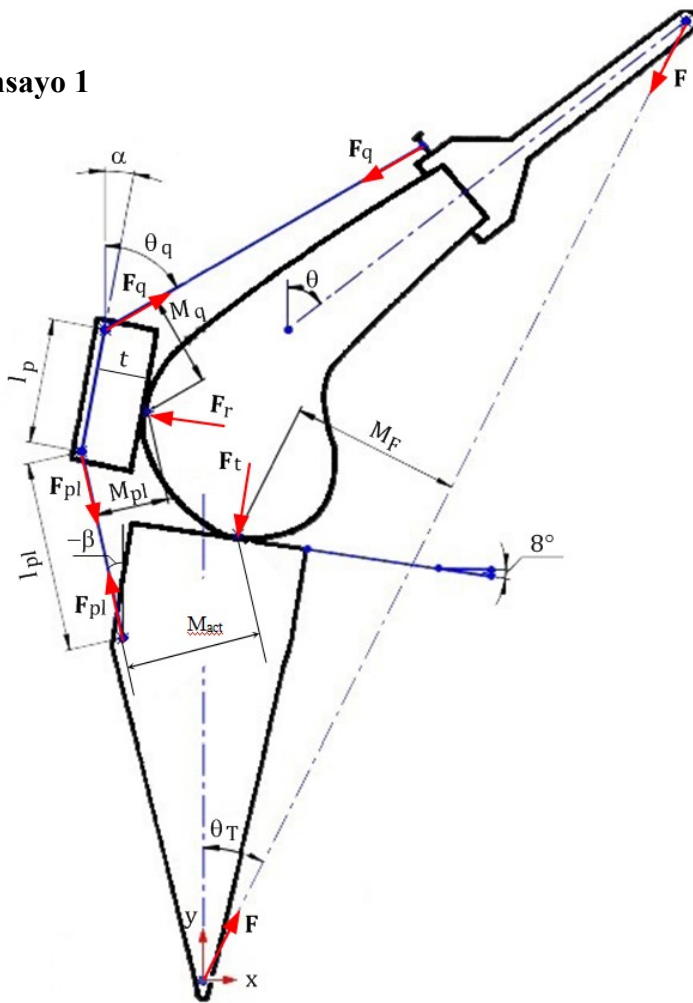
CAPITULO 3. RESULTADOS

3.1 Resultados de los ensayos fotoelásticos realizados con los correspondientes diagramas de cuerpo libre y tablas

Ensayo 1

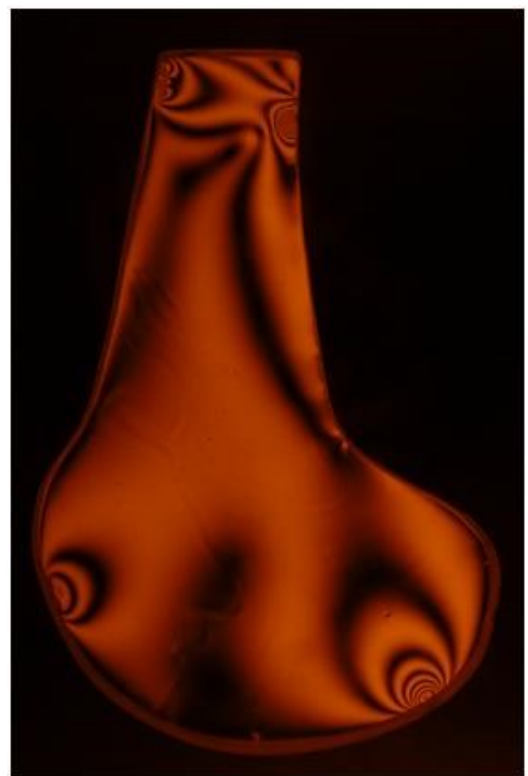
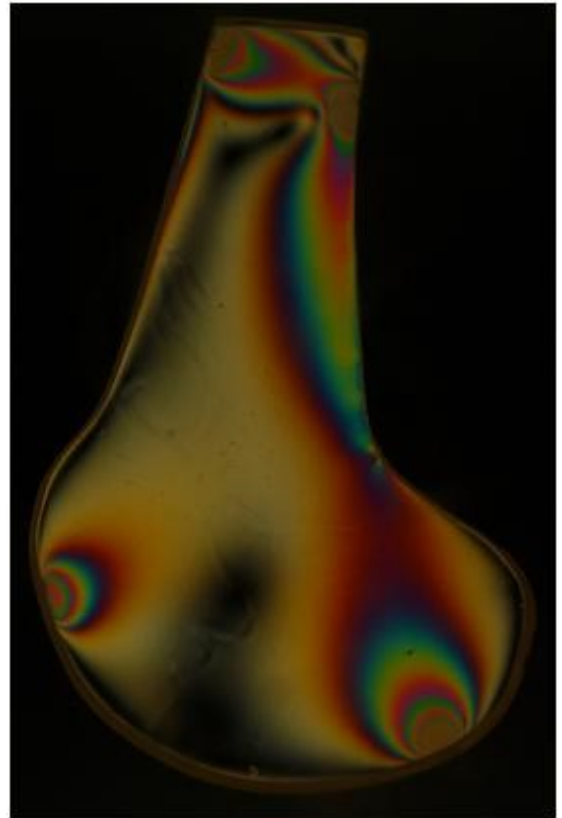


Ensayo 1

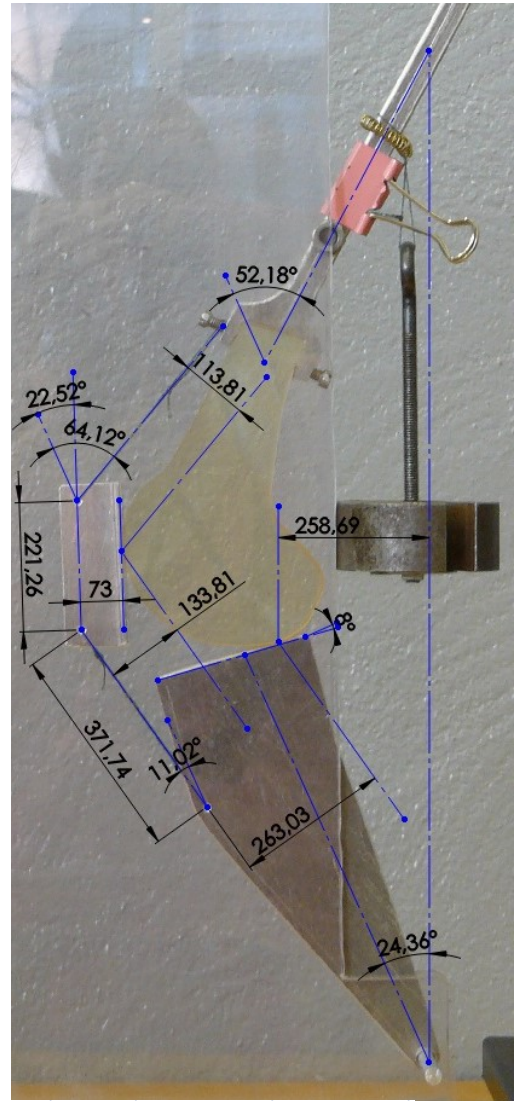
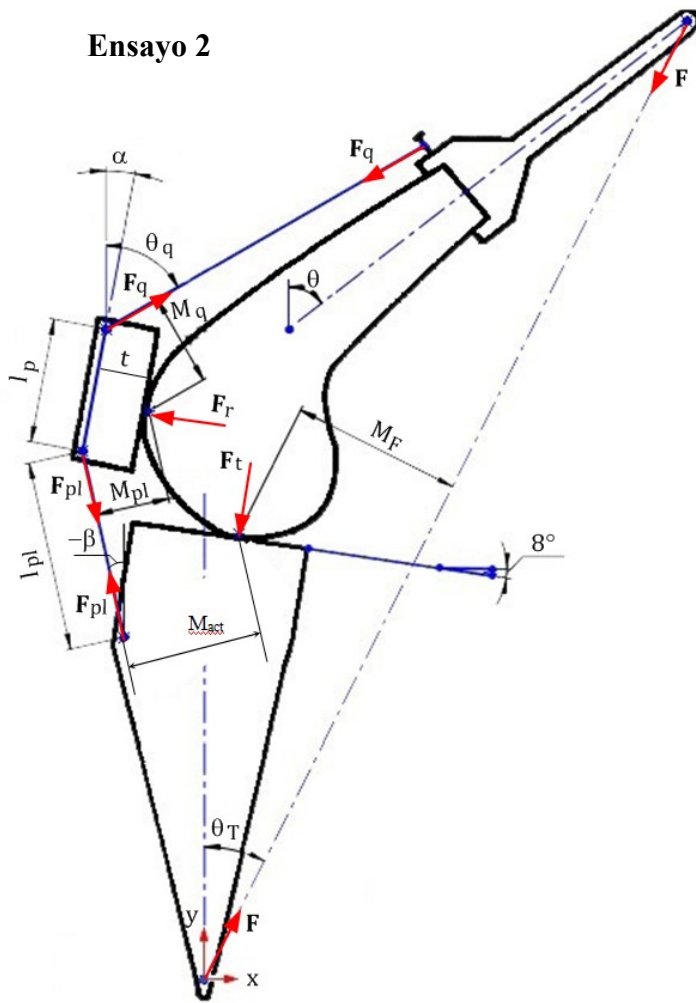


Factor imagen/realidad	K =	5.01	
LONGITUDES			
Longitud patelar (mm)	$l_p =$	$195,28/K =$	39.0
Espesor patelar (mm)	$t =$	$69,35/K =$	13.8
Longitud del ligamento patelar (mm)	$l_{pl} =$	$309,29/K =$	61.7
INDICE INSALL	$l_{pl} / l_p =$	1.58	
ANGULOS			
		Grados	Radianes
Angulo de flexión	$\theta =$	40.74	0.71
Angulo patelar	$\alpha =$	19.85	0.35
Angulo de la acción del cuádriceps	$\theta_q =$	53.44	0.93
Angulo de la reacción del ligamento patelar	$\beta =$	-6.19	-0.11
Angulo de la reacción del tobillo	$\theta_T =$	21.14	0.37
BRAZOS DE MOMENTOS			
Para la fuerza del ligamento patelar (mm)	$M_{act} =$	$241,64/K =$	48.2
Para la reacción del tobillo (mm)	$M_F =$	$169,44/K =$	33.8
Para la reacción del ligamento patelar respecto al punto de aplicación de la reacción PATELO-FEMORAL (mm)	$M_{pl} =$	$115,65/K =$	23.1
Para la acción del cuádriceps respecto al punto de aplicación de la reacción PATELO-FEMORAL (mm)	$M_q =$	$98,59/K =$	19.7
FUERZAS RELATIVAS A LA CARGA APLICADA			
Reacción del ligamento patelar	$F_{pl}/F =$	0.70	
Reacción en el punto de contacto FEMUR-TIBIA	$F_v/F =$	1.65	
Acción de cuádriceps	$F_q/F =$	0.82	
Reacción en el punto de contacto PATELLA-FEMUR	$F_r/F =$	0.61	
BRAZO DEL MOMENTO EFECTIVO (mm)	$M_{eff} =$		41.12

Ensayo 2

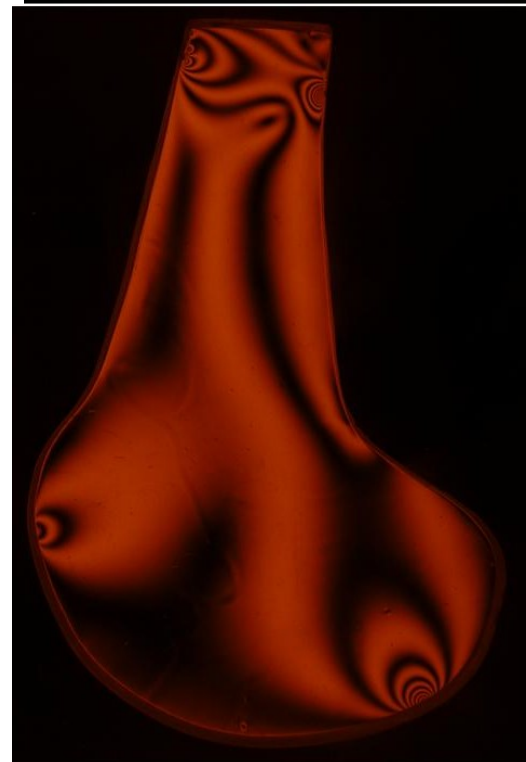
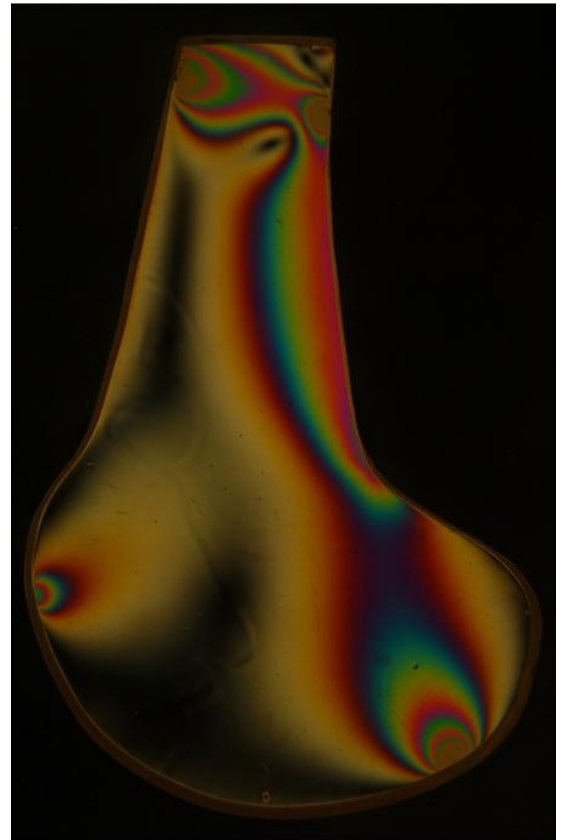


Ensayo 2

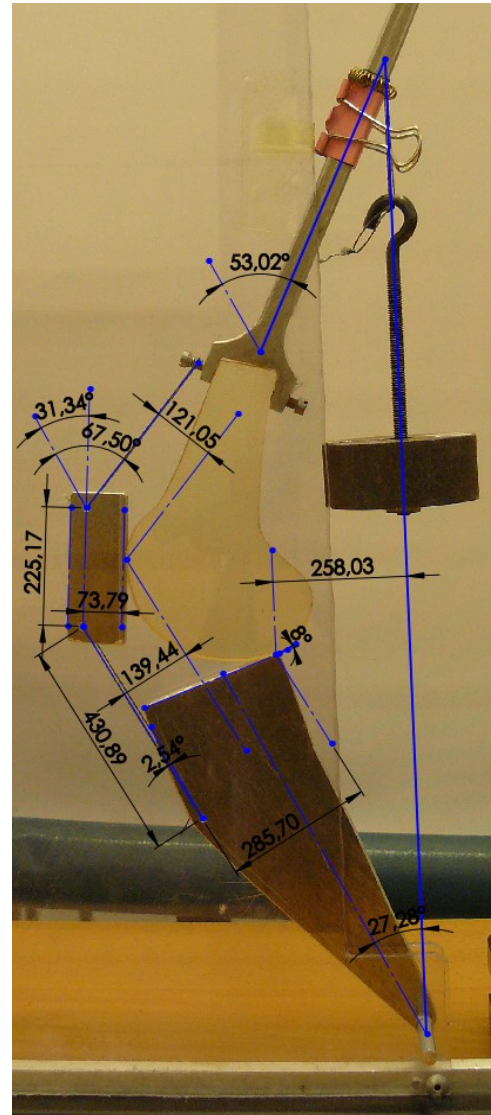
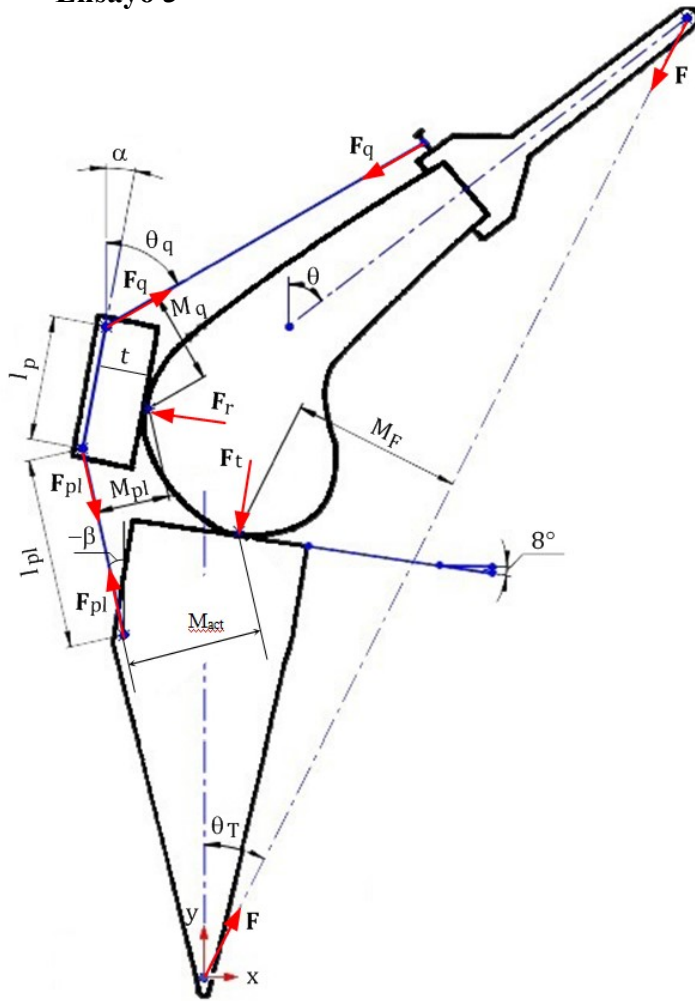


Factor imagen/realidad	K =	5.67	
LONGITUDES			
Longitud patelar (mm)	lp =	221,26/K =	39.0
Espesor patelar (mm)	t =	73,00/K =	12.9
Longitud del ligamento patelar (mm)	lpl =	371,74/K =	65.6
INDICE INSALL	lpl / lp =	1.68	
ANGULOS			
		Grados	Radianes
Angulo de flexión	θ =	52.18	0.91
Angulo patelar	α =	22.52	0.39
Angulo de la acción del cuádriceps	θq =	64.12	1.12
Angulo de la reacción del ligamento patelar	β =	-11.02	-0.19
Angulo de la reacción del tobillo	θT =	24.36	0.43
BRAZOS DE MOMENTOS			
Para la fuerza del ligamento patelar (mm)	Mact =	263,03/K =	46.4
Para la reacción del tobillo (mm)	Mf =	258,69/K =	45.6
Para la reacción del ligamento patelar respecto al punto de aplicación de la reacción PATELO-FEMORAL (mm)	Mpl =	133,81/K =	23.6
Para la acción del cuádriceps respecto al punto de aplicación de la reacción PATELO-FEMORAL (mm)	Mq =	113,81/K =	20.1
FUERZAS RELATIVAS A LA CARGA APLICADA			
Reacción del ligamento patelar	Fpl/F =	0.98	
Reacción en el punto de contacto FEMUR-TIBIA	Ft/F =	1.89	
Acción de cuádriceps	Fq/F =	1.16	
Reacción en el punto de contacto PATELLA-FEMUR	Ft/F =	1.20	
BRAZO DEL MOMENTO EFECTIVO (mm)	Meff =		39.46

Ensayo 3

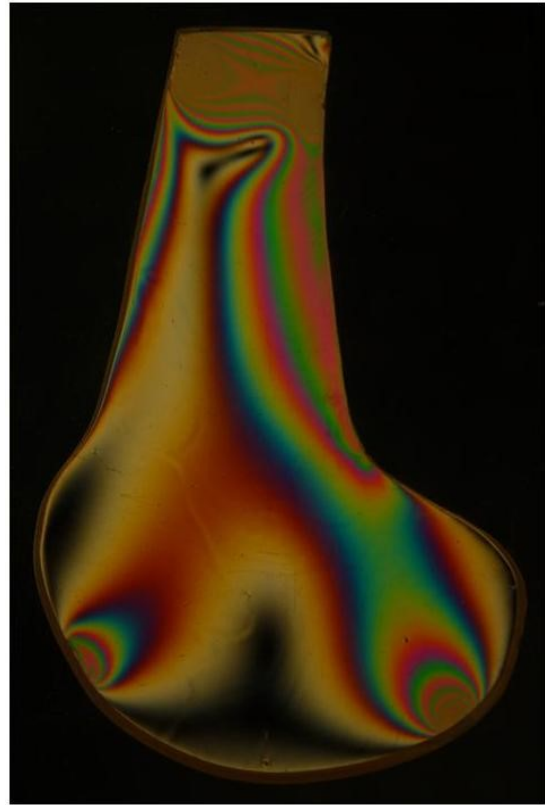


Ensayo 3

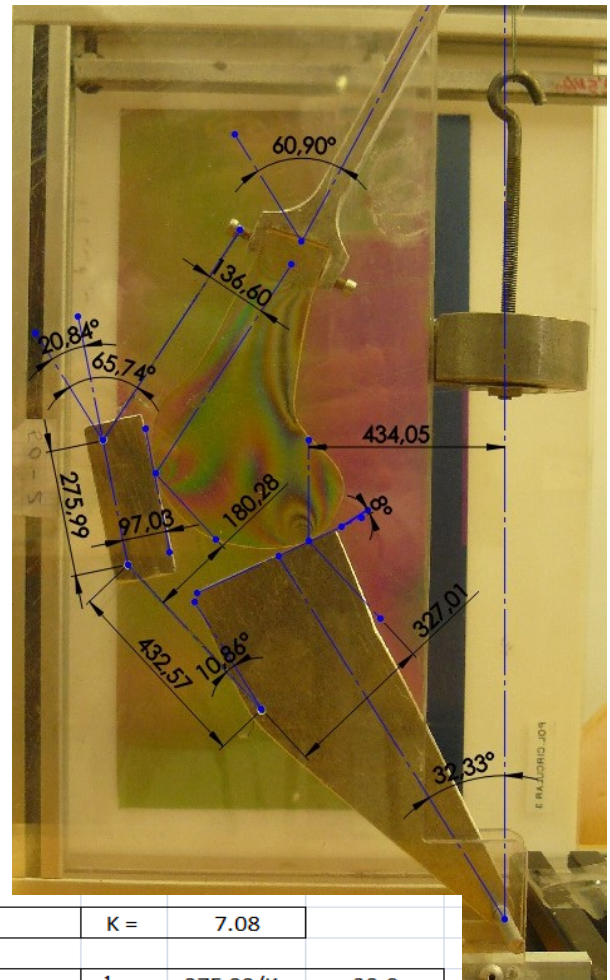
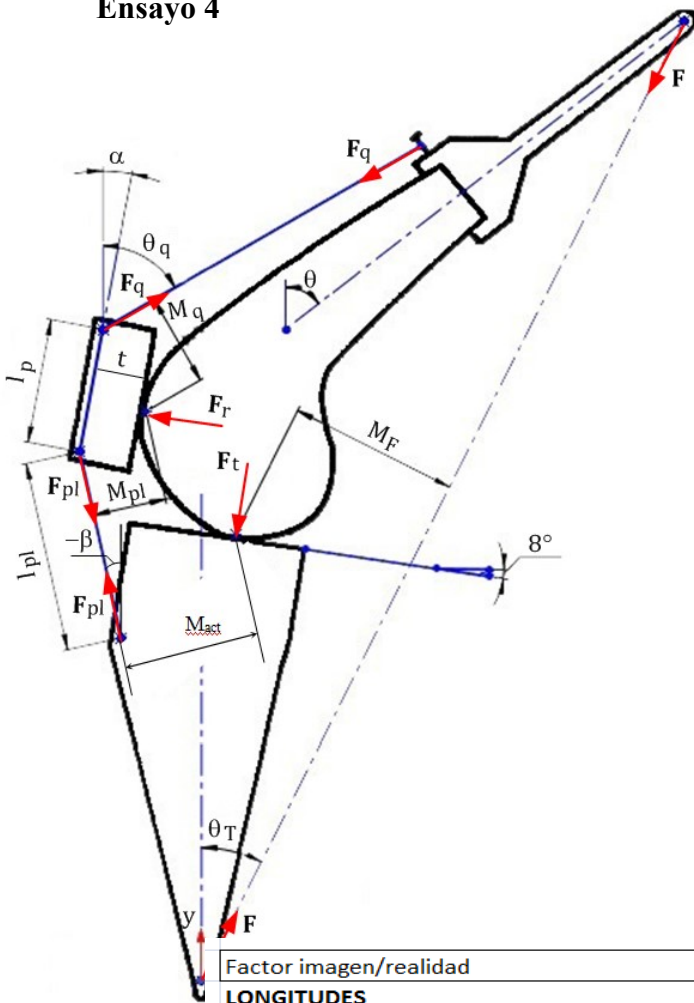


Factor imagen/realidad	K =	5.74	
LONGITUDES			
Longitud patelar (mm)	$l_p =$	225,17/K =	39.2
Espesor patelar (mm)	$t =$	73,79/K =	12.9
Longitud del ligamento patelar (mm)	$l_{pl} =$	430,89/K =	75.1
INDICE INSALL	$l_{pl} / l_p =$	1.91	
ANGULOS			
		Grados	Radianes
Angulo de flexión	$\theta =$	53.02	0.93
Angulo patelar	$\alpha =$	31.34	0.55
Angulo de la acción del cuádriceps	$\theta_q =$	67.5	1.18
Angulo de la reacción del ligamento patelar	$\beta =$	-2.54	-0.04
Angulo de la reacción del tobillo	$\theta_T =$	27.28	0.48
BRAZOS DE MOMENTOS			
Para la fuerza del ligamento patelar (mm)	$M_{act} =$	285,70/K =	49.8
Para la reacción del tobillo (mm)	$M_F =$	285,03/K =	49.7
Para la reacción del ligamento patelar respecto al punto de aplicación de la reacción PATELO-FEMORAL (mm)	$M_{pl} =$	139,44/K =	24.3
Para la acción del cuádriceps respecto al punto de aplicación de la reacción PATELO-FEMORAL (mm)	$M_q =$	121,05/K =	21.1
FUERZAS RELATIVAS A LA CARGA APLICADA			
Reacción del ligamento patelar	$F_{pl}/F =$	1.00	
Reacción en el punto de contacto FEMUR-TIBIA	$F_t/F =$	1.90	
Acción de cuádriceps	$F_q/F =$	1.15	
Reacción en el punto de contacto PATELLA-FEMUR	$F_r/F =$	1.07	
BRAZO DEL MOMENTO EFECTIVO (mm)	$M_{eff} =$		43.21

Ensayo 4

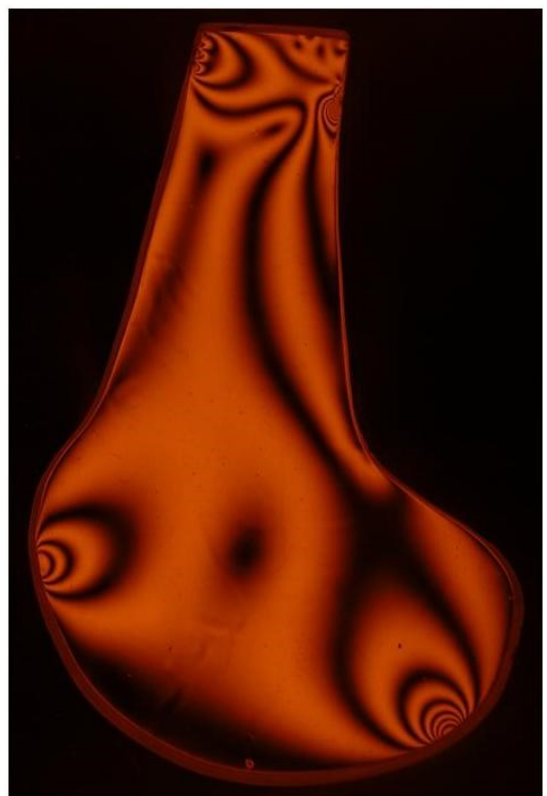
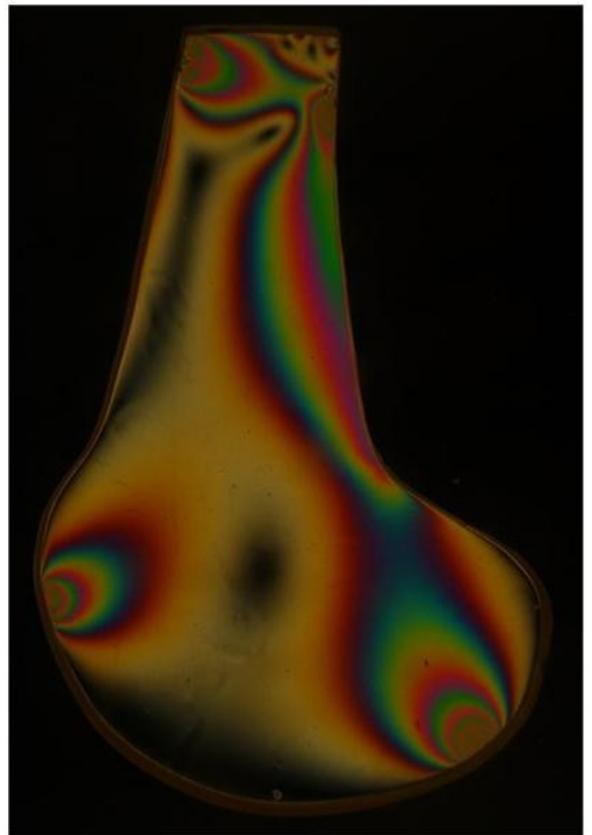


Ensayo 4

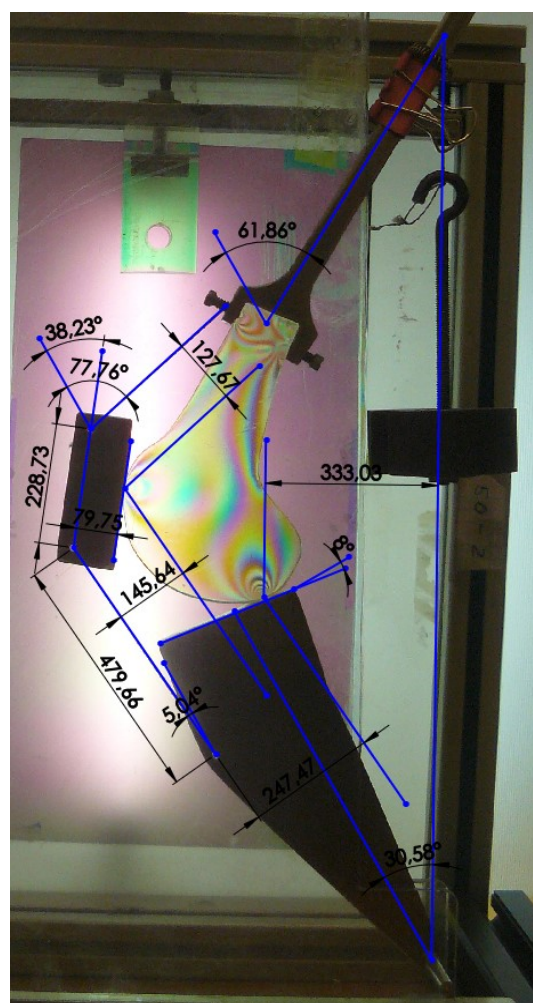
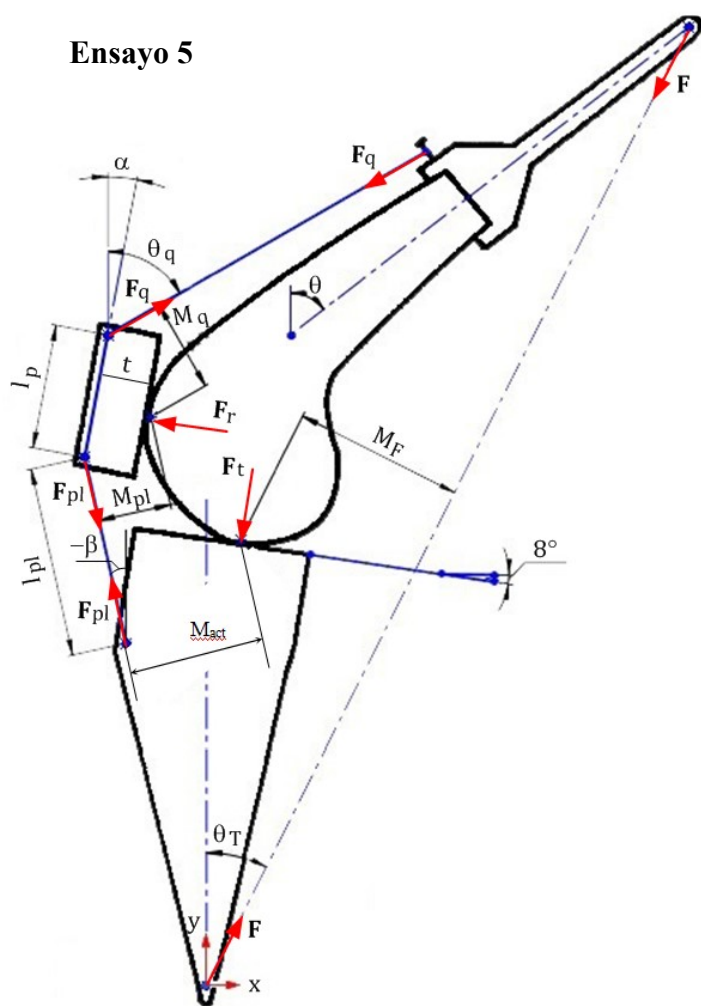


Factor imagen/realidad	K =	7.08	
LONGITUDES			
Longitud patelar (mm)	$l_p =$	$275,99/K =$	39.0
Espesor patelar (mm)	$t =$	$97,03/K =$	13.7
Longitud del ligamento patelar (mm)	$l_{pl} =$	$432,57/K =$	61.1
INDICE INSALL	$l_{pl} / l_p =$	1.57	
ANGULOS			
		Grados	Radianes
Angulo de flexión	$\theta =$	60.9	1.06
Angulo patelar	$\alpha =$	20.84	0.36
Angulo de la acción del cuádriceps	$\theta_q =$	65.74	1.15
Angulo de la reacción del ligamento patelar	$\beta =$	-10.86	-0.19
Angulo de la reacción del tobillo	$\theta_T =$	32.33	0.56
BRAZOS DE MOMENTOS			
Para la fuerza del ligamento patelar (mm)	$M_{act} =$	$327,01/K =$	46.2
Para la reacción del tobillo (mm)	$M_F =$	$434,05/K =$	61.3
Para la reacción del ligamento patelar respecto al punto de aplicación de la reacción PATELO-FEMORAL (mm)	$M_{pl} =$	$180,28/K =$	25.5
Para la acción del cuádriceps respecto al punto de aplicación de la reacción PATELO-FEMORAL (mm)	$M_q =$	$136,60/K =$	19.3
FUERZAS RELATIVAS A LA CARGA APLICADA			
Reacción del ligamento patelar	$F_{pl}/F =$	1.33	
Reacción en el punto de contacto FEMUR-TIBIA	$F_r/F =$	2.17	
Acción de cuádriceps	$F_q/F =$	1.75	
Reacción en el punto de contacto PATELLA-FEMUR	$F_r/F =$	1.64	
BRAZO DEL MOMENTO EFECTIVO (mm)	$M_{eff} =$		35.00

Ensayo 5

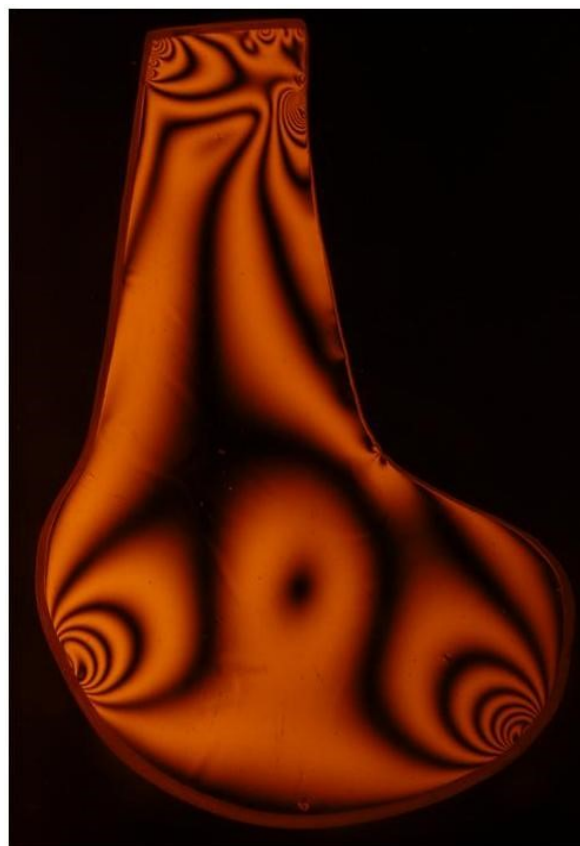
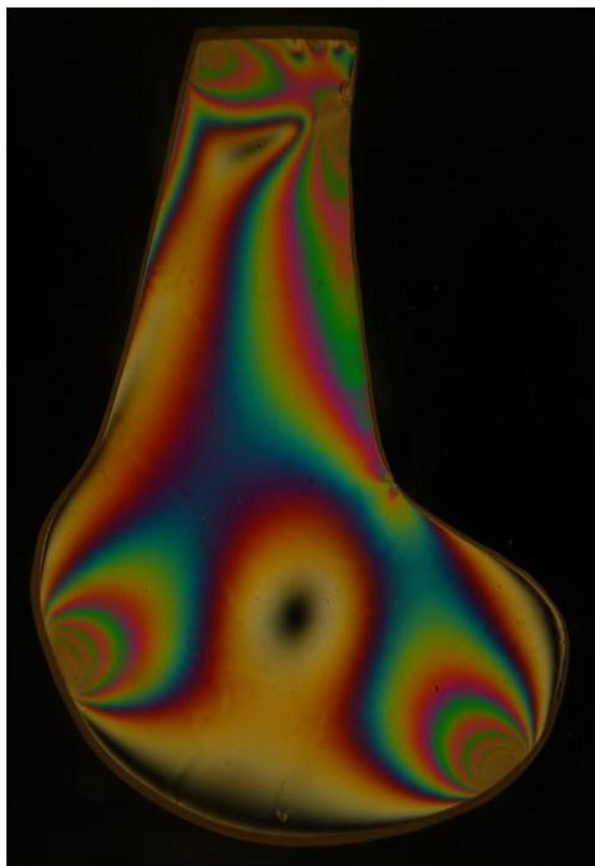


Ensayo 5

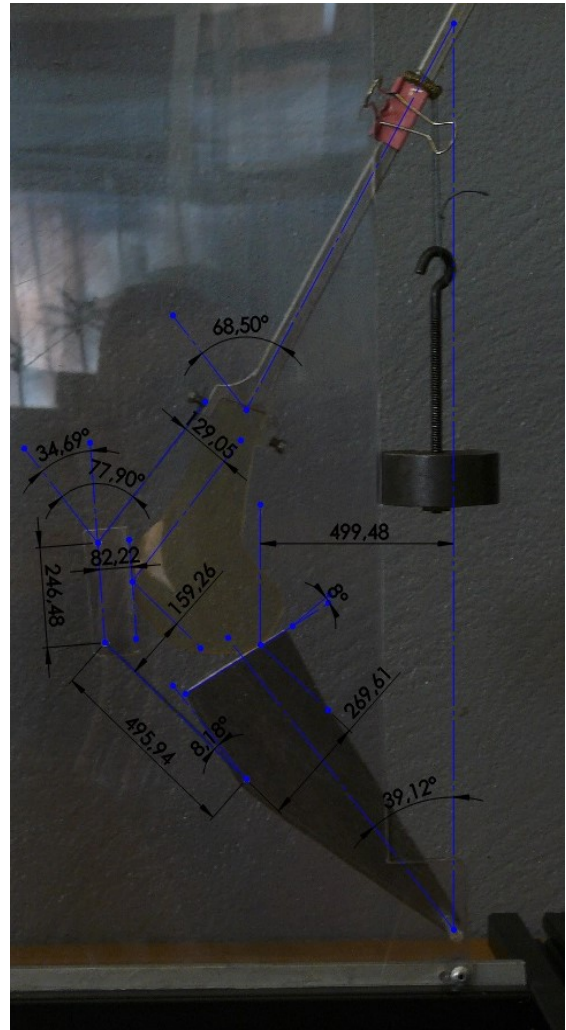
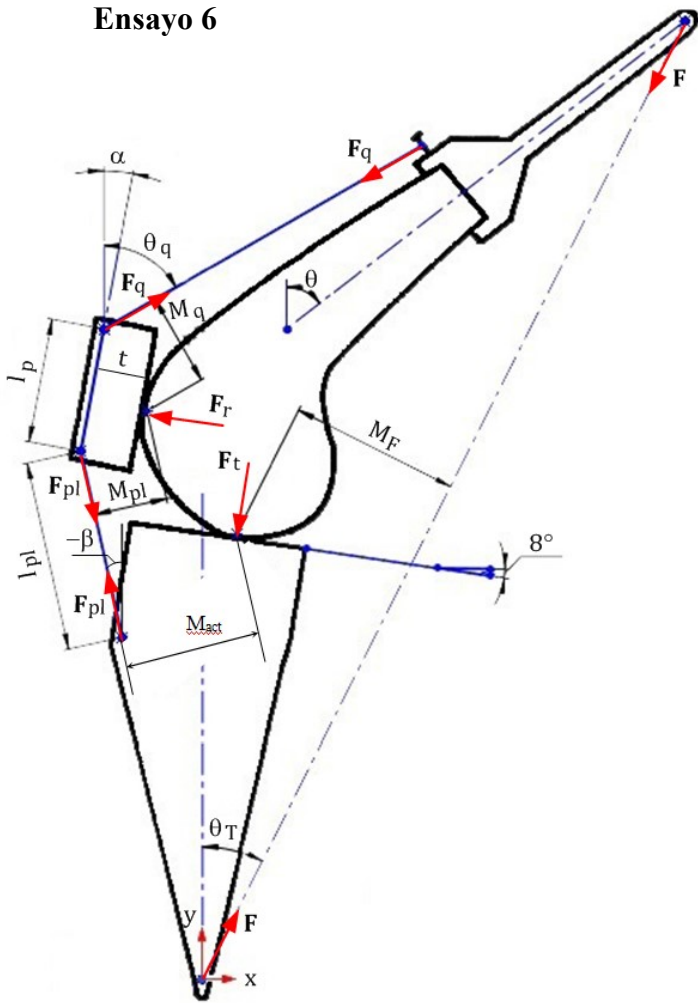


Factor imagen/realidad	K =	5.86	
LONGITUDES			
Longitud patelar (mm)	$l_p =$	$228,73/K =$	39.0
Espesor patelar (mm)	$t =$	$79,5/K =$	13.6
Longitud del ligamento patelar (mm)	$l_{pl} =$	$479,66/K =$	81.9
INDICE INSALL	$l_{pl} / l_p =$	2.10	
ANGULOS			
		Grados	Radianes
Angulo de flexión	$\theta =$	61.86	1.08
Angulo patelar	$\alpha =$	38.23	0.67
Angulo de la acción del cuádriceps	$\theta_q =$	77.76	1.36
Angulo de la reacción del ligamento patelar	$\beta =$	-5.04	-0.09
Angulo de la reacción del tobillo	$\theta_T =$	30.58	0.53
BRAZOS DE MOMENTOS			
Para la fuerza del ligamento patelar (mm)	$M_{act} =$	$247,47/K =$	42.2
Para la reacción del tobillo (mm)	$M_F =$	$333,03/K =$	56.8
Para la reacción del ligamento patelar respecto al punto de aplicación de la reacción PATELLO-FEMORAL (mm)	$M_{pl} =$	$145,64/K =$	24.9
Para la acción del cuádriceps respecto al punto de aplicación de la reacción PATELLO-FEMORAL (mm)	$M_q =$	$127,67/K =$	21.8
FUERZAS RELATIVAS A LA CARGA APLICADA			
Reacción del ligamento patelar	$F_{pl}/F =$	1.35	
Reacción en el punto de contacto FEMUR-TIBIA	$F_r/F =$	2.22	
Acción de cuádriceps	$F_q/F =$	1.54	
Reacción en el punto de contacto PATELLA-FEMUR	$F_t/F =$	1.64	
BRAZO DEL MOMENTO EFECTIVO (mm)	$M_{eff} =$		37.02

Ensayo 6

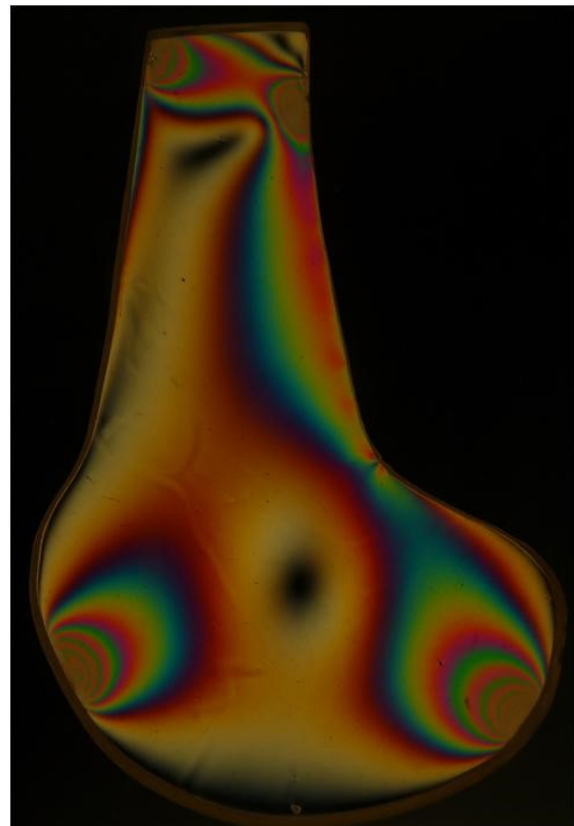


Ensayo 6

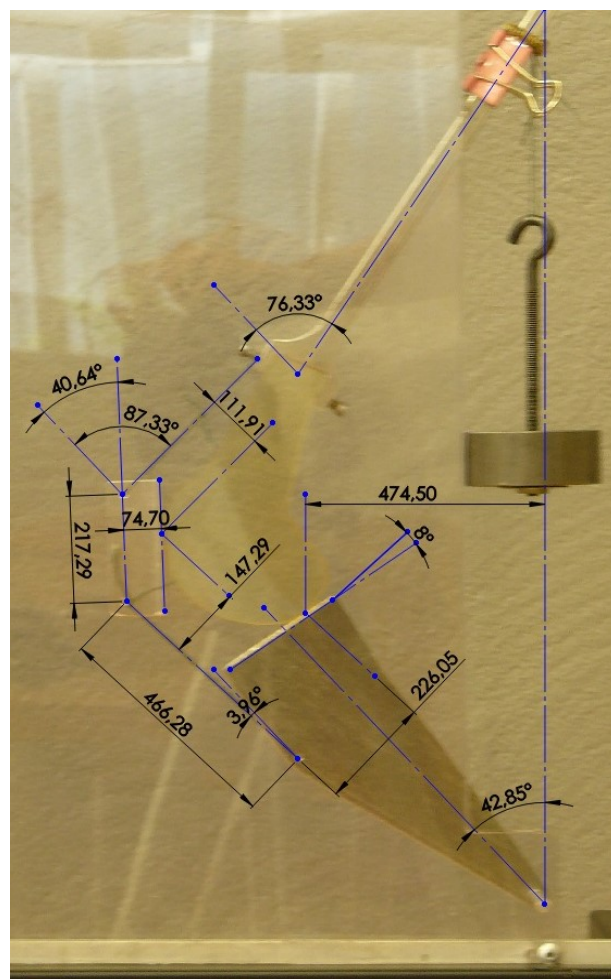
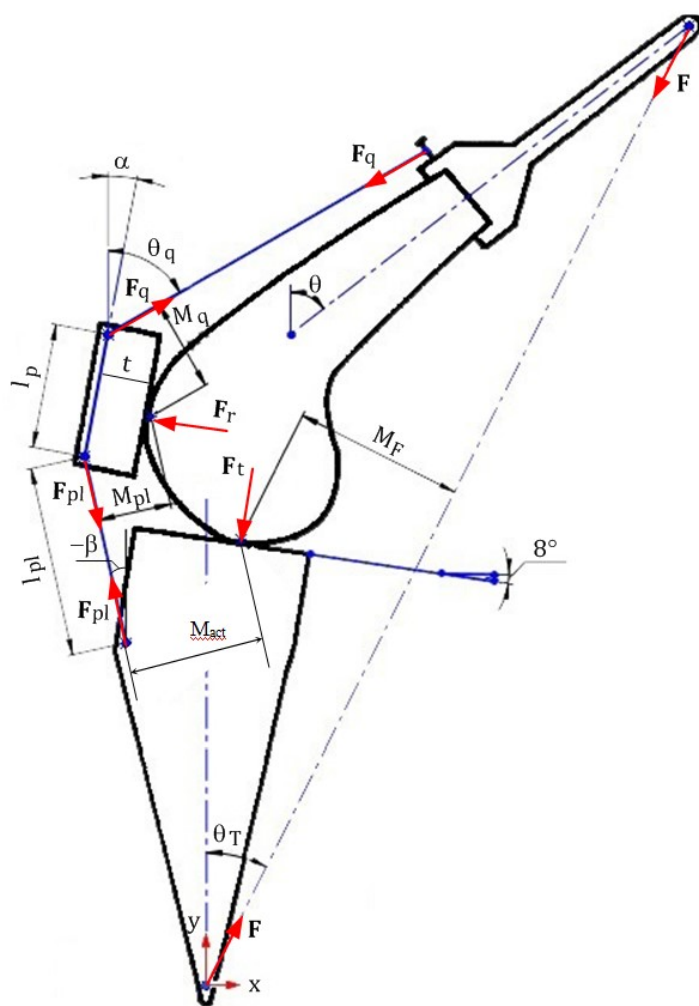


Factor imagen/realidad	K =	6.32	
LONGITUDES			
Longitud patelar (mm)	$l_p =$	246,48/K =	39.0
Espesor patelar (mm)	$t =$	82,22/K =	13.0
Longitud del ligamento patelar (mm)	$l_{pl} =$	495,94/K =	78.5
INDICE INSALL	$l_{pl} / l_p =$	2.01	
ANGULOS			
		Grados	Radianes
Angulo de flexión	$\theta =$	68.5	1.20
Angulo patelar	$\alpha =$	34.69	0.61
Angulo de la acción del cuádriceps	$\theta_q =$	77.9	1.36
Angulo de la reacción del ligamento patelar	$\beta =$	-8.18	-0.14
Angulo de la reacción del tobillo	$\theta_T =$	39.12	0.68
BRAZOS DE MOMENTOS			
Para la fuerza del ligamento patelar (mm)	$M_{act} =$	269,61/K =	42.7
Para la reacción del tobillo (mm)	$M_F =$	499,98/K =	79.1
Para la reacción del ligamento patelar respecto al punto de aplicación de la reacción PATELLO-FEMORAL (mm)	$M_{pl} =$	159,26/K =	25.2
Para la acción del cuádriceps respecto al punto de aplicación de la reacción PATELLO-FEMORAL (mm)	$M_q =$	129,05/K =	20.4
FUERZAS RELATIVAS A LA CARGA APLICADA			
Reacción del ligamento patelar	$F_{pl}/F =$	1.85	
Reacción en el punto de contacto FEMUR-TIBIA	$F_r/F =$	2.64	
Acción de cuádriceps	$F_q/F =$	2.29	
Reacción en el punto de contacto PATELLA-FEMUR	$F_r/F =$	2.38	
BRAZO DEL MOMENTO EFECTIVO (mm)	$M_{eff} =$		34.57

Ensayo 7

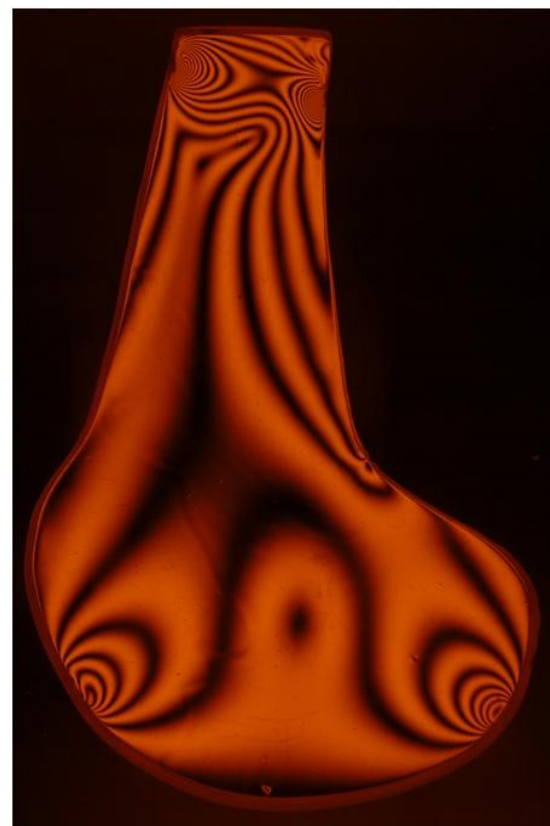
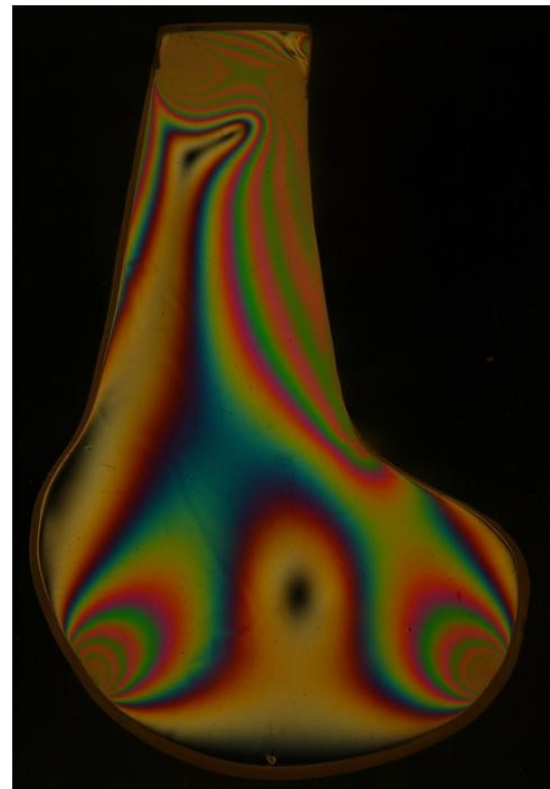


Ensayo 7

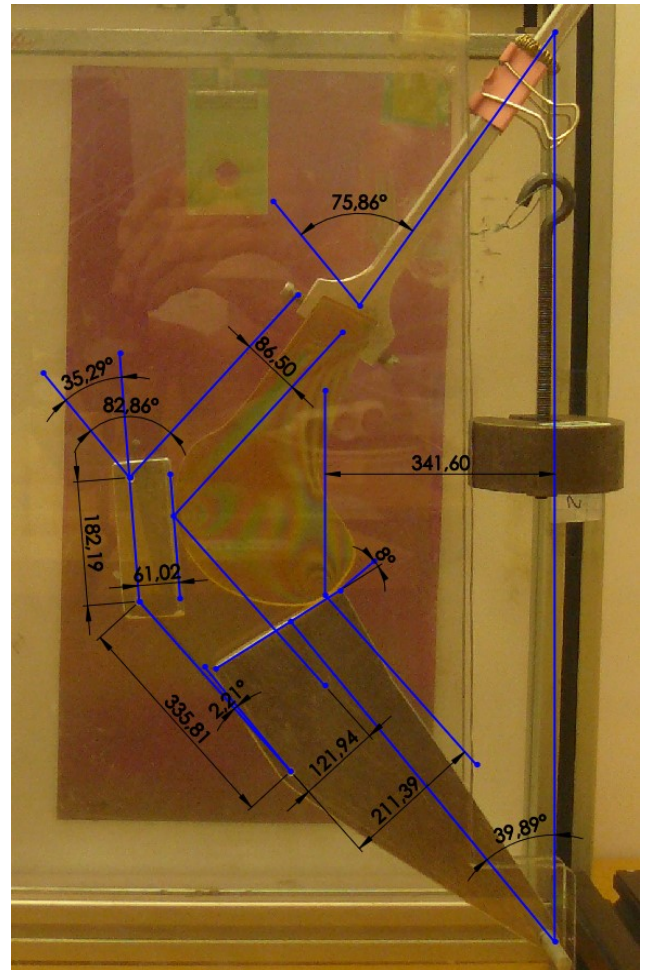
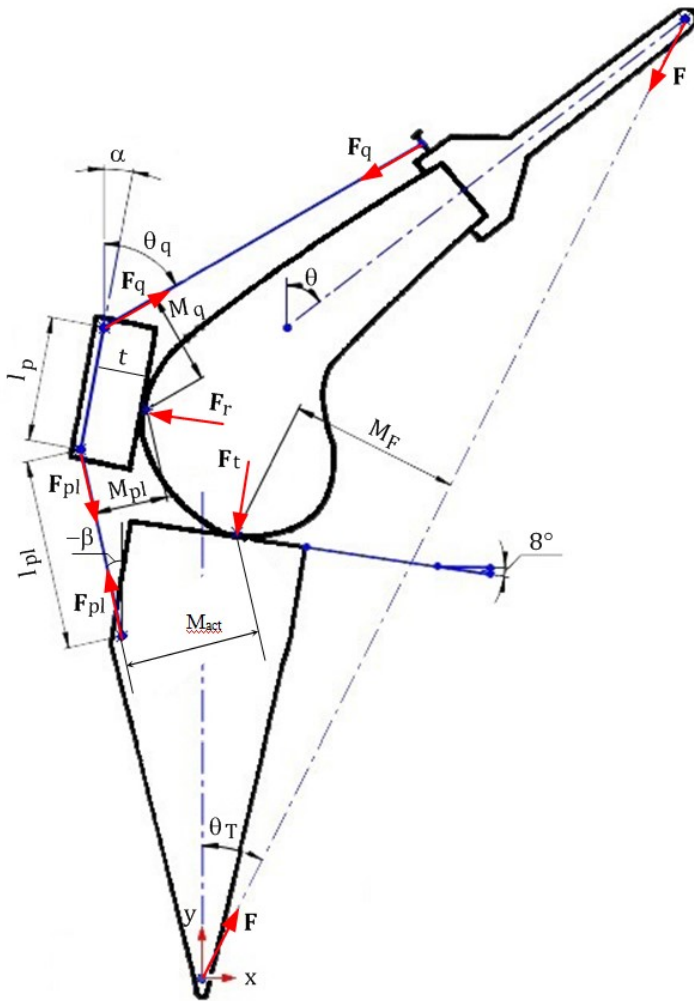


Factor imagen/realidad	K =	5.57	
LONGITUDES			
Longitud patelar (mm)	$l_p =$	$217,29/K =$	39.0
Espesor patelar (mm)	$t =$	$74,70/K =$	13.4
Longitud del ligamento patelar (mm)	$l_{pl} =$	$466,28/K =$	83.7
INDICE INSALL	$l_{pl} / l_p =$	2.15	
ANGULOS			
		Grados	Radianes
Angulo de flexión	$\theta =$	76.33	1.33
Angulo patelar	$\alpha =$	40.64	0.71
Angulo de la acción del cuádriceps	$\theta_q =$	87.33	1.52
Angulo de la reacción del ligamento patelar	$\beta =$	-3.96	-0.07
Angulo de la reacción del tobillo	$\theta_T =$	42.85	0.75
BRAZOS DE MOMENTOS			
Para la fuerza del ligamento patelar (mm)	$M_{act} =$	$226,05/K =$	40.6
Para la reacción del tobillo (mm)	$M_F =$	$474,50/K =$	85.2
Para la reacción del ligamento patelar respecto al punto de aplicación de la reacción PATELO-FEMORAL (mm)	$M_{pl} =$	$147,30/K =$	26.4
Para la acción del cuádriceps respecto al punto de aplicación de la reacción PATELO-FEMORAL (mm)	$M_q =$	$111,90/K =$	20.1
FUERZAS RELATIVAS A LA CARGA APLICADA			
Reacción del ligamento patelar	$F_{pl}/F =$	2.10	
Reacción en el punto de contacto FEMUR-TIBIA	$F_r/F =$	2.86	
Acción de cuádriceps	$F_q/F =$	2.76	
Reacción en el punto de contacto PATELLA-FEMUR	$F_t/F =$	3.02	
BRAZO DEL MOMENTO EFECTIVO (mm)	$M_{eff} =$		30.83

Ensayo 8

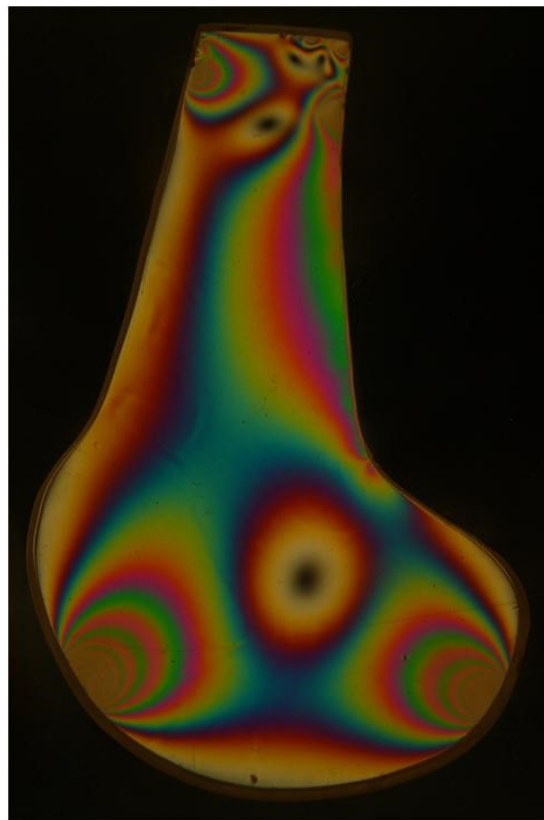


Ensayo 8

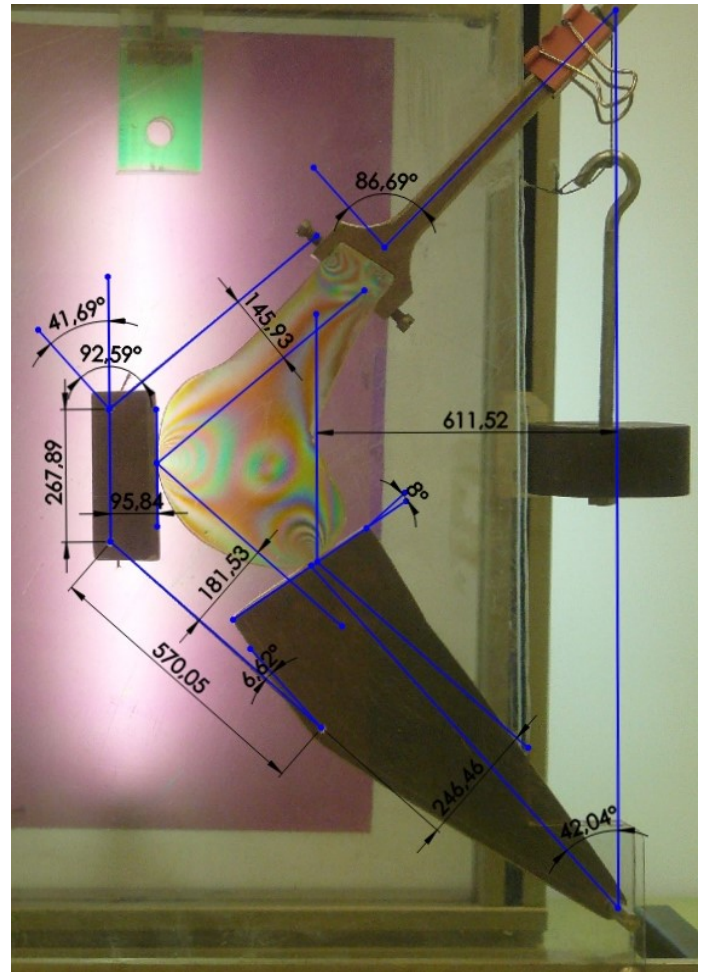
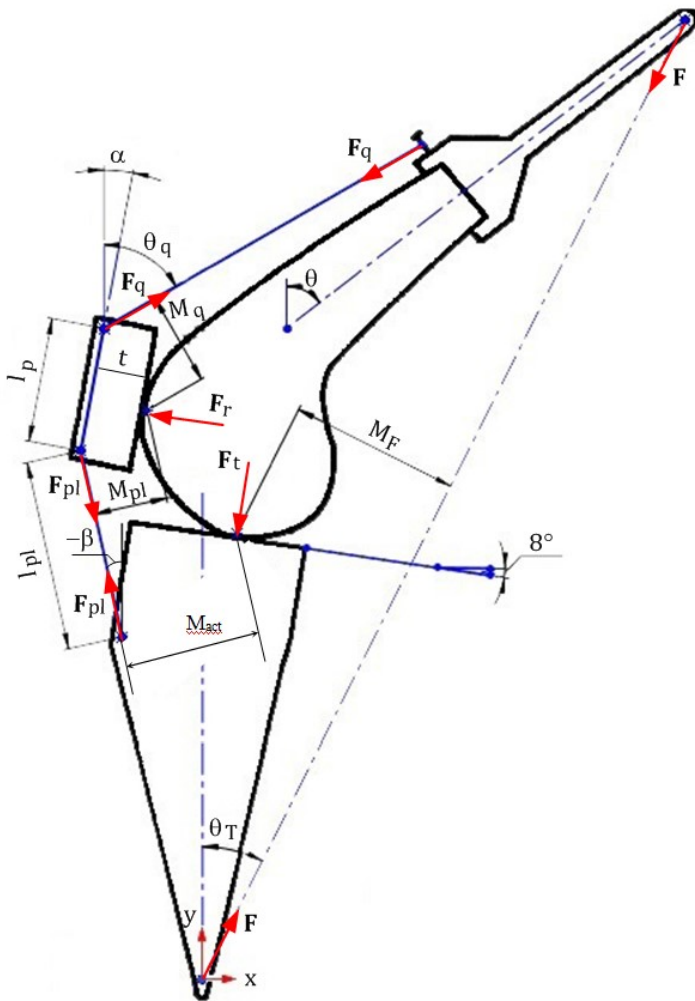


Factor imagen/realidad	K =	4.67	
LONGITUDES			
Longitud patelar (mm)	lp =	182,19/K =	39.0
Espesor patelar (mm)	t =	61,02/K =	13.1
Longitud del ligamento patelar (mm)	lpl =	335,81/K =	71.9
INDICE INSALL	lpl / lp =	1.84	
ANGULOS			
		Grados	Radianes
Angulo de flexión	θ =	75.86	1.32
Angulo patelar	α =	35.29	0.62
Angulo de la acción del cuádriceps	θq =	82.86	1.45
Angulo de la reacción del ligamento patelar	β =	-2.21	-0.04
Angulo de la reacción del tobillo	θT =	39.89	0.70
BRAZOS DE MOMENTOS			
Para la fuerza del ligamento patelar (mm)	Mact =	211,39/K =	45.3
Para la reacción del tobillo (mm)	MF =	341,60/K =	73.1
Para la reacción del ligamento patelar respecto al punto de aplicación de la reacción PATELLO-FEMORAL (mm)	Mpl =	121,94/K =	26.1
Para la acción del cuádriceps respecto al punto de aplicación de la reacción PATELLO-FEMORAL (mm)	Mq =	86,50/K =	18.5
FUERZAS RELATIVAS A LA CARGA APLICADA			
Reacción del ligamento patelar	Fpl/F =	1.62	
Reacción en el punto de contacto FEMUR-TIBIA	Ft/F =	2.41	
Acción de cuádriceps	Fq/F =	2.28	
Reacción en el punto de contacto PATELLA-FEMUR	Fr/F =	2.30	
BRAZO DEL MOMENTO EFECTIVO (mm)	Meff =		32.11

Ensayo 9



Ensayo 9



Factor imagen/realidad	K =	6.87	
LONGITUDES			
Longitud patelar (mm)	$l_p =$	$267,89/K =$	39.0
Espesor patelar (mm)	$t =$	$95,84/K =$	14.0
Longitud del ligamento patelar (mm)	$l_{pl} =$	$570,05/K =$	83.0
INDICE INSALL	$l_{pl} / l_p =$	2.13	
ANGULOS			
Angulo de flexión	$\theta =$	Grados	Radianes
		86.69	1.51
Angulo patelar	$\alpha =$	41.69	0.73
Angulo de la acción del cuádriceps	$\theta_q =$	95.69	1.67
Angulo de la reacción del ligamento patelar	$\beta =$	-6.62	-0.12
Angulo de la reacción del tobillo	$\theta_T =$	42.04	0.73
BRAZOS DE MOMENTOS			
Para la fuerza del ligamento patelar (mm)	$M_{act} =$	$246,46/K =$	35.9
Para la reacción del tobillo (mm)	$M_F =$	$611,52/K =$	89.0
Para la reacción del ligamento patelar respecto al punto de aplicación de la reacción PATELO-FEMORAL (mm)	$M_{pl} =$	$181,53/K =$	26.4
Para la acción del cuádriceps respecto al punto de aplicación de la reacción PATELO-FEMORAL (mm)	$M_q =$	$145,93/K =$	21.2
FUERZAS RELATIVAS A LA CARGA APLICADA			
Reacción del ligamento patelar	$F_{pl}/F =$	2.48	
Reacción en el punto de contacto FEMUR-TIBIA	$F_t/F =$	3.24	
Acción de cuádriceps	$F_q/F =$	3.09	
Reacción en el punto de contacto PATELLA-FEMUR	$F_r/F =$	4.17	
BRAZO DEL MOMENTO EFECTIVO (mm)	$M_{eff} =$		28.84

CAPITULO 4. DISCUSIÓN

4.1.Discusión biomecánica.

La Biomecánica de la rodilla es un problema antiguo que ha suscitado agudas controversias. Alguna de ellas muy sorprendentes desde un punto de vista puramente ingenieril. Por ejemplo, en 1937 Brooke afirmaba que la rótula no cumple ninguna misión útil al tratarse de un vestigio evolutivo que incluso dificulta la mecánica de la rodilla. Esta afirmación, respaldada inmediatamente por Hey-Groves, dio lugar a una época de práctica intensiva de la patelecomía para intentar solucionar problemas rotulianos. La afirmación de Grooves se fundamentaba probablemente en que el canguro, con su potentísimo aparato extensor, carece de rótula, como todos los marsupiales. Se obviaba que el canguro tiene un tubérculo tibial amplio y prominente, lo que, como demostró Kaufer en 1971, puede ser una compensación de la carencia de rótula. Las afirmaciones de Brooke fueron progresivamente refutadas por la experiencia clínica y, en 1978, Denhan demostró con plataformas dinamométricas que la patelecomía sobrecarga el miembro opuesto, confirmando la debilitación del cuádriceps y el aumento de la tensión del tendón rotuliano.

Actualmente, la patelecomía se practica como último recurso, pero sus efectos negativos, así como la importancia real de la rótula, ya tenían que haber sido evidentes en 1937 con un simple ejercicio de sentido común: el apéndice del intestino grueso o el dedo meñique del pie pueden tener aspecto de “vestigio evolutivo”, ¡pero la rótula, no! (Figura 4.1).

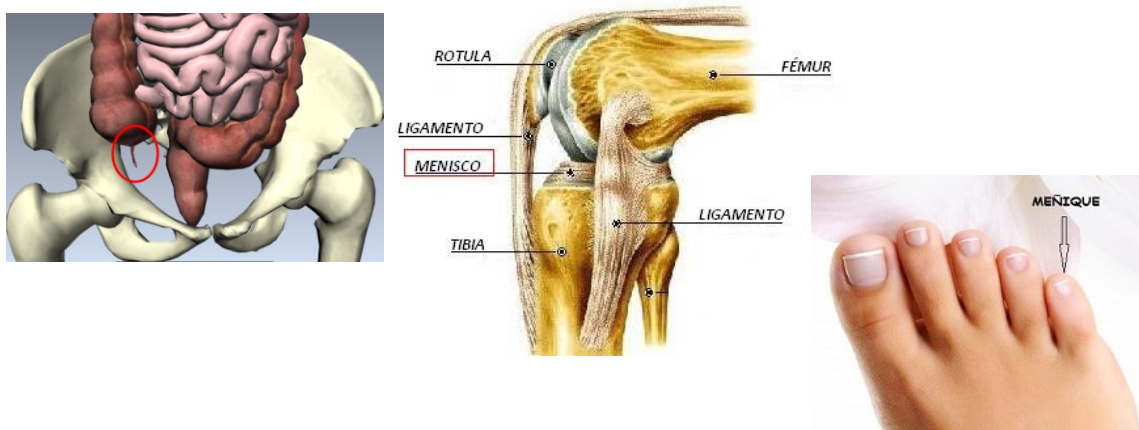
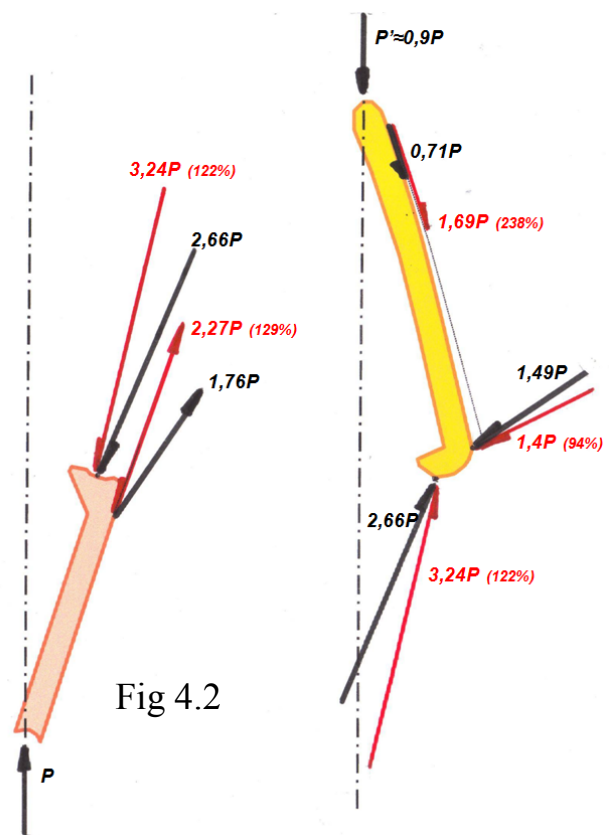


Fig. 4.1.- Supuestos “vestigios evolutivos”: apéndice del intestino grueso, dedo meñique del pie ... ¿rótula!?

Por su morfología y localización, salta a la vista que la rótula o patella cumple una importante función mecánica, avalada por el notable espesor del cartílago que presenta (6 a 8 mm), cuando el espesor medio en el resto de las articulaciones es de 2 a 4 mm. Esta importancia queda confirmada con el planteamiento y la solución de las ecuaciones de equilibrio correspondientes al diagrama de cuerpo libre de los elementos estructurales. Estos modelos ya han sido aplicados por otros autores en Biomecánica (Bandi , 1972; Reilly y Martens , 1972 ; Smidt 1973; Grood et al., 1984; Nisell, 1985; Ward et al., 2005, entre otros).

El modelo simplificado de Pauwels planteado en Material y Métodos [F. Pauwels, *Biomechanics of the Locomotor Apparatus*, 1980], demuestra que la pateleotomía provoca una notable sobrecarga en el cuádriceps y un aumento de fuerza en el ligamento rotuliano y en la reacción fémoro-tibial (Figura 4.2).

El modelo de Pauwels permite aclarar, además, otra de las largas controversias habidas entre los estudiosos de la biomecánica de la rodilla. En efecto, el resultado del caso de la Figura 4.2 refleja que las fuerzas transmitidas por el cuádriceps y el tendón rotuliano son distintas ($0,71P$ y $1,76P$, respectivamente, para la situación con patella), lo que choca con la opinión de los llamados “poleístas”, quienes sostienen que deben ser iguales. En efecto, Reilly y Martens [*Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello femoral joint reaction force for various activities*, 1972] afirmaban que, debido al bajo coeficiente de fricción del cartílago, puede asumirse que las magnitudes de las fuerzas del tendón rotuliano y del cuádriceps son iguales.



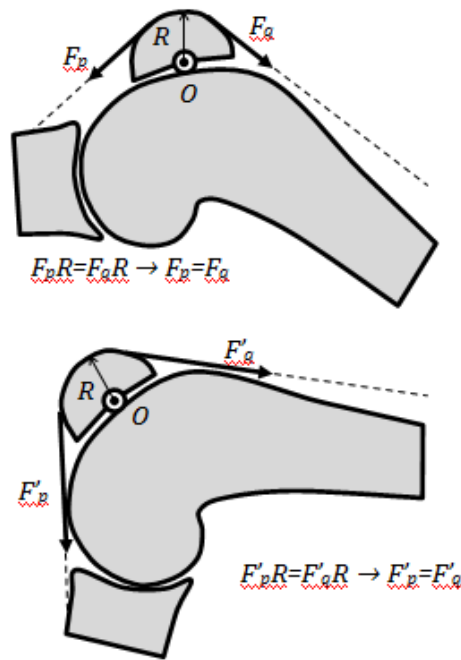


Fig. 4.3

Esta forma de entender la rótula correspondería al modelo de la Figura 4.3: sobre un rodillo apoyado en la superficie condilar se desplaza una pieza de contorno circular en cuyo borde hay un cable continuo sometido en sus extremos a las fuerzas F_q y F_p . Con cada posición, los valores de F_q y F_p pueden cambiar, pero siempre deberá verificarse que su magnitud sea la misma. La razón es que, para que el cable esté en equilibrio, los momentos de las fuerzas F_q y F_p respecto al centro de rotación O deben ser iguales. Como el brazo de ambas fuerzas es constantemente igual al radio R de la polea, las magnitudes de las fuerzas F_q y F_p serán iguales.

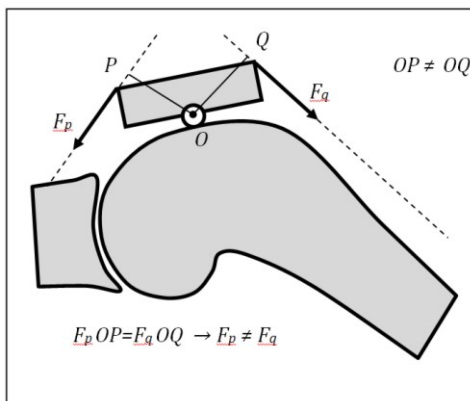


Fig. 4.4



Fig. 4.5

Este modelo no responde a la realidad. La rótula se asemeja más bien a un balancín o palanca que se va deslizando sobre un punto móvil del cóndilo femoral, como se indica en la Figura 4.4. Ahora los brazos de las fuerzas F_q y F_p son distintos, y el equilibrio de momentos respecto a O lleva a que F_q y F_p sean en general distintas. La patella en el plano sagital, pues, recuerda a un equilibrista (Figura 4.5) que reparte las fuerzas a uno y otro lado de la tabla sobre un punto móvil.

A pesar de su utilidad, el modelo de Pauwels es insuficiente por su simplicidad geométrica y, sobre todo, por la incertidumbre que mantiene respecto a los puntos de contacto articular. Efectivamente, las fuerzas implicadas van a depender en gran medida de la localización y extensión de esas áreas de contacto, así como de las condiciones de fricción, problema típicamente no lineal con la posición y con el tiempo. Tales incertidumbres limitan severamente las posibilidades de cualquier modelo teórico, por muy sofisticado que sea [Sunji Hirokawa, *Three-Dimensional Mathematical Model Analysis of the Patello Femoral Joint*, 1991], o de sus desarrollos numéricos por ordenador [Villacís 2013, Callanan et al., 2012].

Estamos, pues, ante otro problema que exige la aproximación experimental. Varios autores [Huberti et al., *Force Ratios in the Quadriceps Tendon and Ligamentum Patellae*, 1984] han realizado montajes experimentales con rodillas de cadáver conservando la cápsula articular y la transmisión de carga en 3D a través de los extremos de los vastos laterales y medial del cuádriceps. Tales estudios también son cuestionables por la naturaleza no determinista del sistema de cargas. En efecto, como sucede habitualmente con los sistemas musculares de las articulaciones, el conjunto de acciones es muy redundante, pudiéndose obtener una misma situación de equilibrio con infinitas combinaciones de cargas. Por ejemplo, en la Figura 4.6 se representa un diagrama de cuerpo libre espacial de la patella en equilibrio que incluye las siguientes fuerzas:

$V_l \rightarrow$ Fuerza transmitida por el vastus lateralis

$V_m \rightarrow$ Fuerza transmitida por el vastus medialis

$R_f \rightarrow$ Fuerza transmitida por el rectus femoris

$L_p \rightarrow$ Fuerza transmitida por el ligamentum patellae

$R \rightarrow$ Reacción del fémur

En el caso de que pudieran conocerse con suficiente aproximación las orientaciones de las 4 primeras fuerzas, quedarían como incógnitas las magnitudes de cada una de ellas. La reacción del fémur, por su parte, supone otras tres incógnitas al desconocerse su magnitud y orientación, con el agravante de que tampoco está definido su punto de aplicación. Se tiene, por tanto, un mínimo de 7 incógnitas, por lo que, siendo 6 el número de ecuaciones de equilibrio disponibles (3 de equilibrio de fuerzas y 3 de momentos), queda un problema estáticamente indeterminado (hiperestático), incluso siendo ya una simplificación el diagrama de cuerpo libre considerado. En la parte inferior de la Figura 6 se ha representado la proyección del diagrama sobre el plano frontal, que pone de manifiesto intuitivamente que hay más fuerzas de las estrictamente necesarias para llegar al equilibrio.

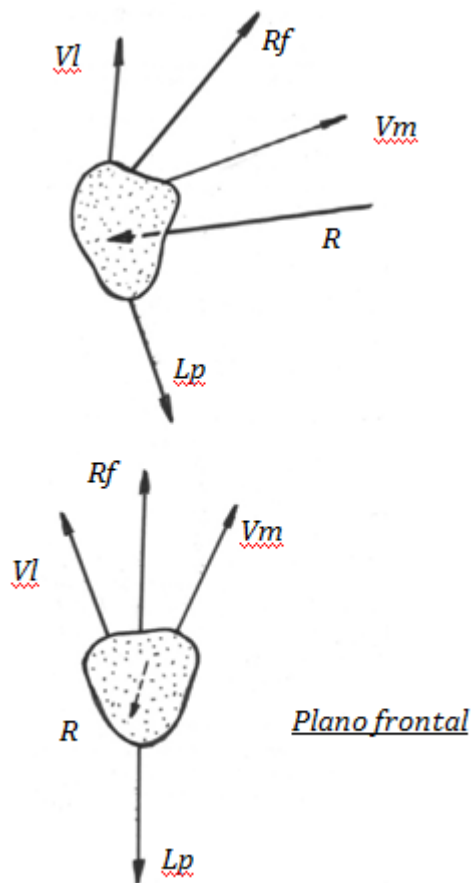


Fig. 4.6

En consecuencia, las fuerzas que va a manejar un experimentador sobre los grupos musculares de un cadáver van a ser, en general, muy distintas de las que puedan darse in vivo. Como en tantos sistemas biológicos, la naturaleza resuelve misteriosamente las

situaciones de control y transmisión de cargas por procedimientos muy distintos a los derivados de nuestros planteamientos matemáticos analíticos.

Por todo ello, se ha intentado diseñar un prototipo experimental que limite las incertidumbres mediante una estructura geoméricamente fiel a la realidad, pero con un estado de carga simplificado en el que las fuerzas queden reducidas al plano sagital. El montaje está inspirado en el mismo trabajo de Huberti sobre rodillas de cadáver.

Se han fabricado réplicas de huesos fémur, tibia y patella a partir de huesos reales en resina de poliuretano mediante técnicas de moldeo con siliconas. Y se ha realizado un montaje en el que las acciones del quadriceps y del ligamentum patellae se han emulado con cables dotados de células de carga diseñadas a tal efecto con tecnología de extensometría eléctrica (Figura 4.7).

Tras realizar una campaña completa de ensayos se ha generado una tabla y una gráfica con las relaciones de fuerza correspondientes al cuádriceps y el tendón rotuliano, C/T , en función del ángulo de flexión (Figura 4.8). La gráfica presenta una fuerte dispersión sin líneas de tendencia claras, lo que, como se ha explicado en el capítulo anterior, demuestra que el ensayo carece de suficiente grado de determinismo como para que pueda considerarse válido para los objetivos planteados.

La variante intentada modificando el marco de carga para que las posiciones de estudio se alcancen por equilibrio directo de las fuerzas actuantes, tampoco ha resultado válida. No se consigue llegar a una posición de equilibrio estable porque la articulación fémoro-tibial del prototipo carece de rigidez y se producen movimientos relativos fuera del plano sagital entre cables, fémur, tibia y patella.

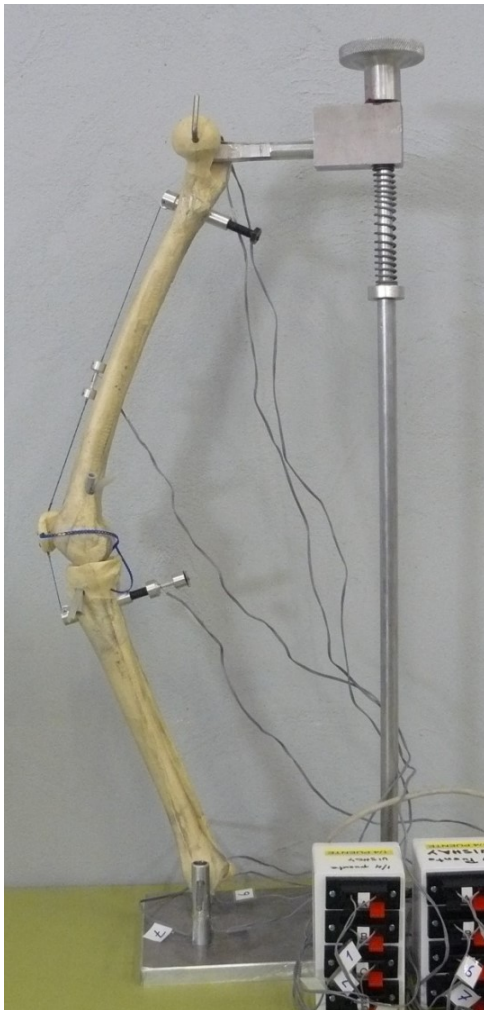


Fig. 4.7

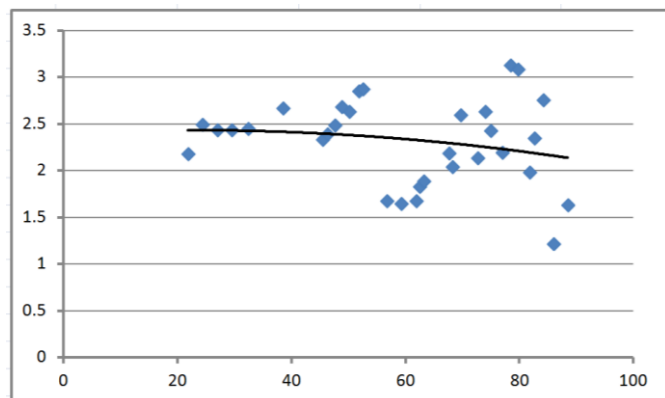


Fig. 4.8

No es factible, por tanto, un modelo anatómico 3D con un sistema de cargas recluido en el plano sagital. En vista de ello, se ha diseñado un nuevo prototipo simplificado que garantice la existencia de una solución determinista del problema. El modelo se ha basado en las geometrías propuestas por Yamaguchi y Zajac [*A Planar Model of the Knee Joint to Characterize the Knee Extensor Mechanism, 1988*]. El modelo es plano, tanto en geometría como en estado de carga, y se representa completo en la Figura 4.9, con todas las variables geométricas y de carga implicadas.

De este modelo teórico se ha construido una expresión física mediante piezas de aluminio, cables y un bastidor con dos placas transparentes en donde se recluye el modelo, garantizando así la estabilidad del plano de carga. El modelo de la pieza que simula el fémur se ha realizado en resina epoxi, material de propiedades ópticas adecuadas para su utilización como material fotoelástico.

En Medicina , son numerosos los estudios mediante fotoelasticidad en el campo de la odontología (Sumamoto et al., 2014), cirugía maxilofacial (Goiato et al., 2009 ; Rodrigues et al., 2015), cirugía vascular (Callanan et al.,2012) y cirugía ortopédica. Dentro de ésta última, han sido analizados problemas de columna vertebral (Fakhouri et al.,2014; Zang et al., 2010), cadera (García Nieto,2013;Cabadas González ,1993;Wieners et al. 2007;Ries et al.,1999; Finlay et al.,1989;), tobillo (Stein et al., 2012), rodilla (Hirokawa et al., 2001 ; Fehring et al., 1996 ; Ihn et al., 1992), entre otros. Todos los traumatólogos recordamos el uso de la fotoelasticidad para analizar los aspectos básicos de la osteosíntesis (Müller et al.,1993). Son escasas las publicaciones sobre su aplicación en el estudio de la articulación femoropatelar de la rodilla(Müller et al.,1980) , objeto de esta tesis.

Para poder aplicar la Fotoelasticidad a nuestro modelo se ha utilizado la variante de la “congelación de tensiones”, tratamiento térmico que permite la obtención de ricos espectros de isocromáticas con bajas gamas de carga. Esta variante ha sido utilizada en nuestro país con carácter pionero por el Laboratorio de Resistencia de Materiales de la ETSII-UPM en varias colaboraciones con hospitales [*“Estudio Clínico y Biomecánico de Tres Diseños de Cotilo No Cementado en Artroplastias Totales de Cadera Primarias”*, Tesis Doctoral: Zulema Cardoso. Directores: L. López-Durán, Antonio Ros. Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Medicina. 2009]

En la Figura 4.10 se tiene una fotografía del conjunto para una posición de equilibrio y con el espectro de isocromáticas estabilizado. A partir de la imagen se determinan todos los parámetros geométricos de la posición, incluidos los puntos de contacto entre patella y fémur y entre fémur y meseta tibial, que quedan claramente definidos por la característica concentración de franjas en zonas de contacto localizado.

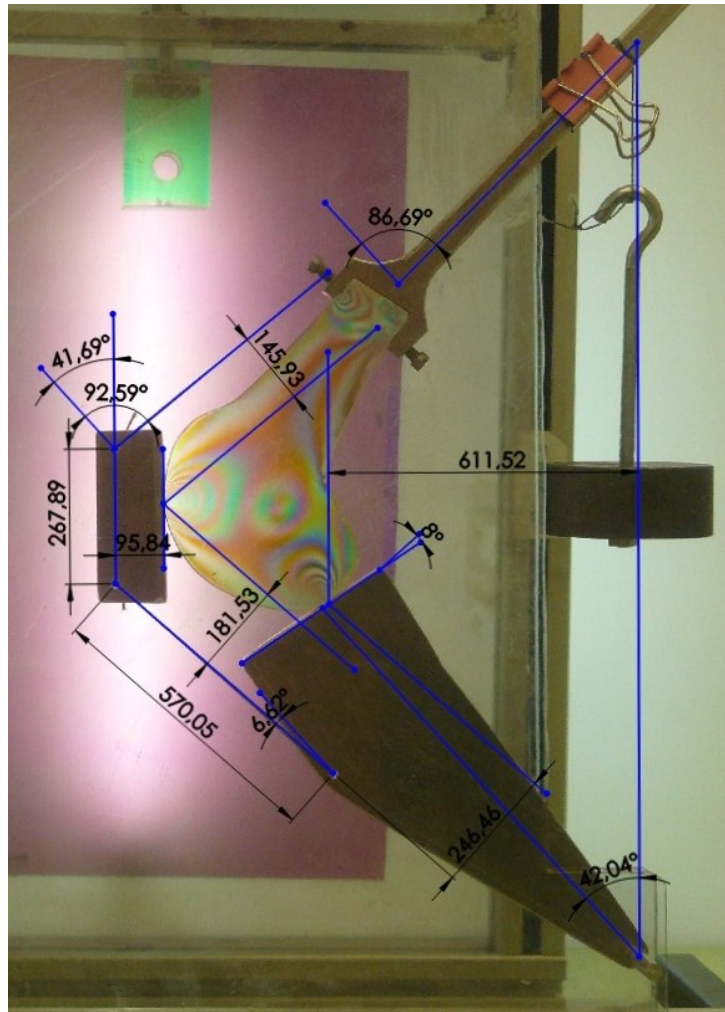


Fig 4.10

En cada ensayo, por tanto, la geometría de las piezas se mantiene constante y la configuración de equilibrio viene determinada por las longitudes de los cables que emulan al ligamentum patellae y al quadriceps. El rozamiento en los puntos de contacto fémoro-patelar y fémoro- tibial se considera nulo. Se trata, pues, de un modelo experimental determinista en el que las configuraciones de equilibrio quedan definidas unívocamente por las magnitudes de dos variables.

Siendo constante la longitud patelar, l_p , debe haber una relación lineal entre la longitud del ligamentum patellae, l_{pl} , y el Índice Insall, l_{pl} / l_p . En la Figura 4.11 se presenta la característica $l_{pl} / \text{Índice Insall}$ resultante de los ensayos, quedando demostrada la linealidad de estas magnitudes en el montaje experimental.

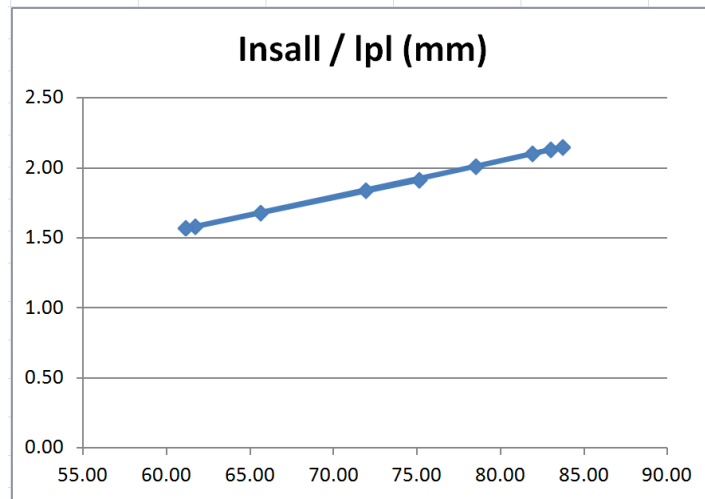


Fig 4.11

Los resultados de los ensayos demuestran la desigualdad entre la fuerza del cuádriceps y la del ligamentum patellae, $F_{pl} \neq F_q$. Desmienten, por tanto, las conclusiones de los estudios teóricos y experimentales de los llamados “poleístas” (Bandi , 1972 ; Reilly y Martens , 1972; Smidt ,1973 ; Matthews et al., 1977 ; Hungerford y Barry ,1979), y dan la razón a los que consideran que la rótula actúa como una palanca o balancín (Maquet ,1976 ; Ellis et al., 1980 ; Huberti y Hayes , 1984 ; Grood et al., 1984 ; Nissel , 1985 ; Van Ejden , 1986 ; Ahmed et al., 1987 ; Draganich et al., 1987 ; Andriachi et al., 1986 ; Buff et al., 1988 ; Hehne ,1990 ; Ward et al., 2009 ; Powers et al., 2010).

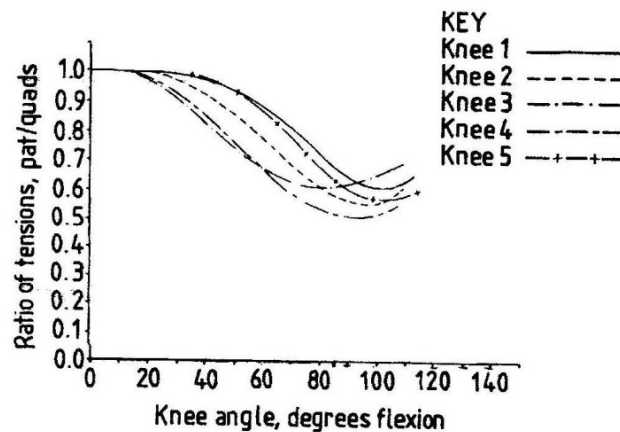


Fig 4.12 Características F_{pl} / F_q – *Angulo de flexión de la rodilla*, de ensayos sobre distintos modelos de rodilla (Ellis et al., 1980)

La variación de la proporción de las fuerzas del quadriceps y del ligamentum patellae, F_{pl} / F_q , ha sido estudiada por varios autores. Consideran la influencia de la geometría de los cóndilos y de la patella, la localización del punto de contacto fémoropatelar, la altura de la rótula, la longitud del ligamentum patellae, la orientación del quadriceps respecto a la patella y el ángulo de flexión. Han desarrollado modelos teóricos y experimentales, y presentan como resultado las características $F_{pl} / F_q - \text{Angulo de flexión de la rodilla}$, que se presentan en las figuras siguientes.

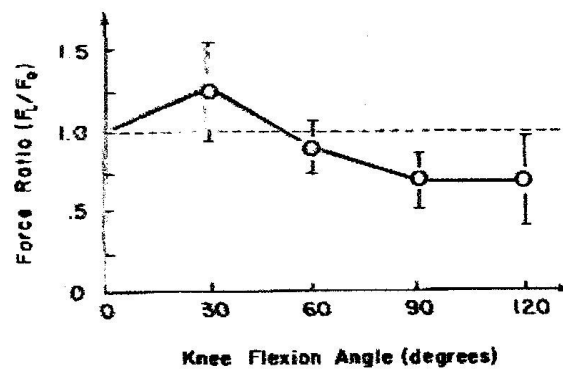


Fig 4.13.- Característica $F_{pl} / F_q - \text{Angulo de flexión de la rodilla}$, según Huberti y Hates (1984)

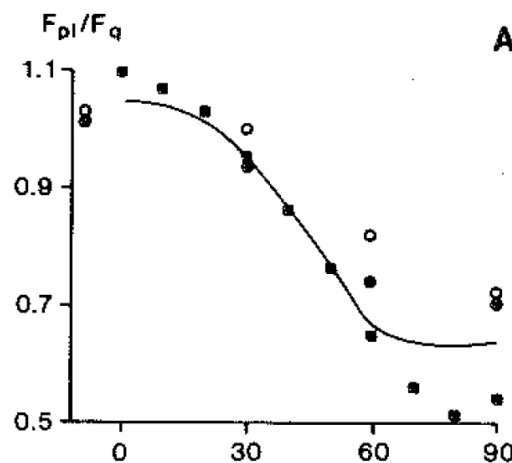


Figura 4.14.- Característica $F_{pl} / F_q - \text{Angulo de flexión de la rodilla}$. Van Eijden (cuadrados sólidos), Nissel (círculos negros y blancos, para hombres y mujeres, respectivamente) y Yamaguchi y Zajac (línea continua). Tomado de Yamaguchi y Zajac, 1989.

Todas las variables mencionadas están, lógicamente, relacionadas entre ellas, pero está claro que no se pueden reducir a una única independiente. Es decir, la definición de una sola variable no determina unívocamente a todas las demás. Por tanto, las características anteriores, en donde se relaciona el cociente F_{pl} / F_q con una sola variable, dan una visión incompleta.

Nuestro modelo, al ser plano y de geometrías de los elementos constantes, permite reducir el número de variables a dos. En efecto, cada posición de equilibrio del modelo viene determinada por las longitudes de los dos cables que emulan al ligamentum patellae y al quadriceps. La primera es proporcional al Índice Insall, en tanto que la segunda está relacionada con el ángulo de flexión. Esto permite la representación tridimensional que se refleja en la Figura 4.15, en donde se han indicado los puntos resultantes de los ensayos. Todos los puntos pertenecerán a una superficie de expresión matemática: $F_{pl} / F_q = f(\text{Insall}, \theta)$, que, gráficamente, corresponde a la envolvente de todos los puntos. En la figura se ha representado la envolvente aproximada, con lo que las características $F_{pl} / F_q - \theta$ de los autores citados corresponderían a secciones de la superficie $f(\text{Insall}, \theta)$ con planos de ecuación $\text{Índice Insall} = \text{cte.}$ o $l_{pl} = \text{cte.}$

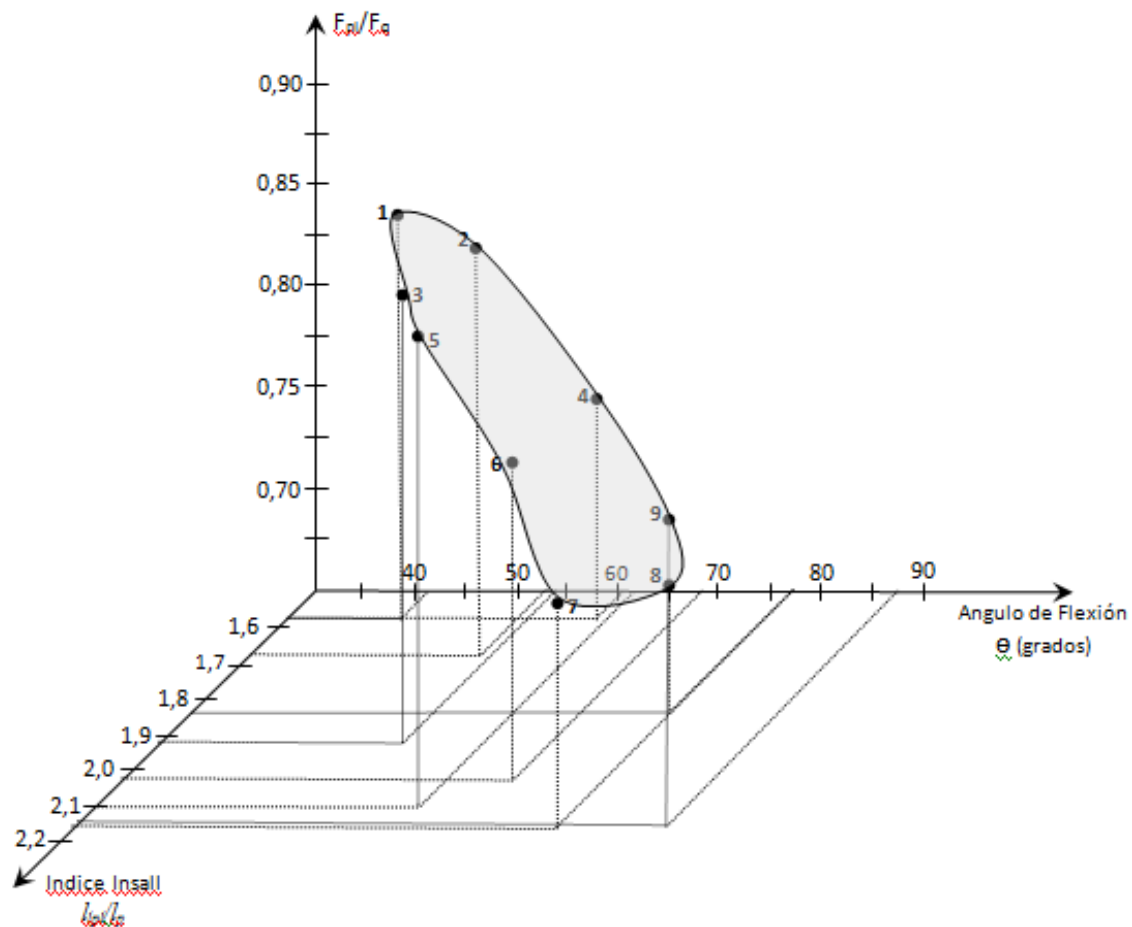


Fig 4.15.- Característica F_{pl} / F_q – Angulo de flexión de la rodilla – Indice Insall resultante de los ensayos

La forma de la superficie parece confirmar la tendencia al aumento de la fuerza sobre el quadriceps con el ángulo de flexión prevista por los anteriores autores.

En las figuras siguientes se presenta una comparativa por parejas de ensayos que permite una visión completa de la evolución de las cuatro fuerzas que intervienen en el modelo con relación a la fuerza aplicada (F_{pl}/F , F_t/F , F_q/F , F_r/F). En cada caso se mantiene fija una de las dos variables independientes identificadas (el ángulo de flexión o el Indice Insall) y se reflejan en un gráfico de barras los valores relativos de las fuerzas para dos valores distintos de la otra variable. Se añaden las correspondientes imágenes fotoelásticas, que permiten comprobar las posiciones de los puntos de contacto fémoro-patelar y fémoro- tibial en cada ensayo, así como la intensidad de las fuerzas interiores resultantes.

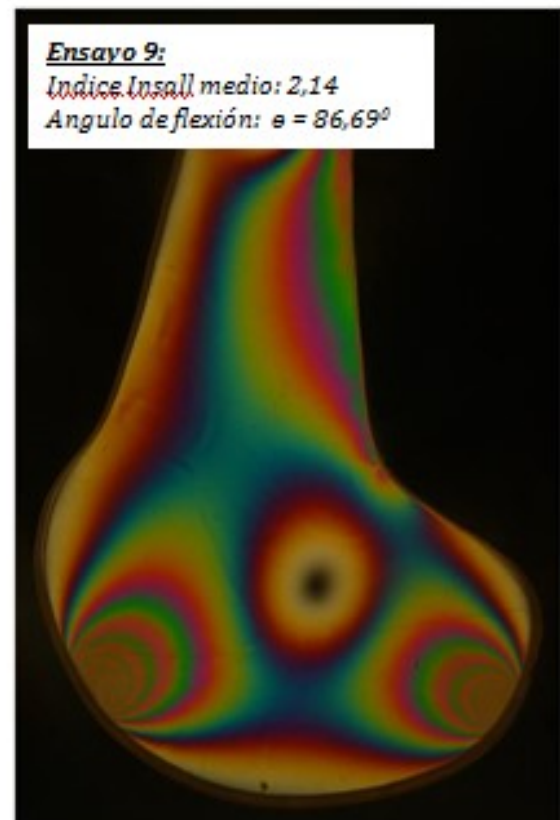
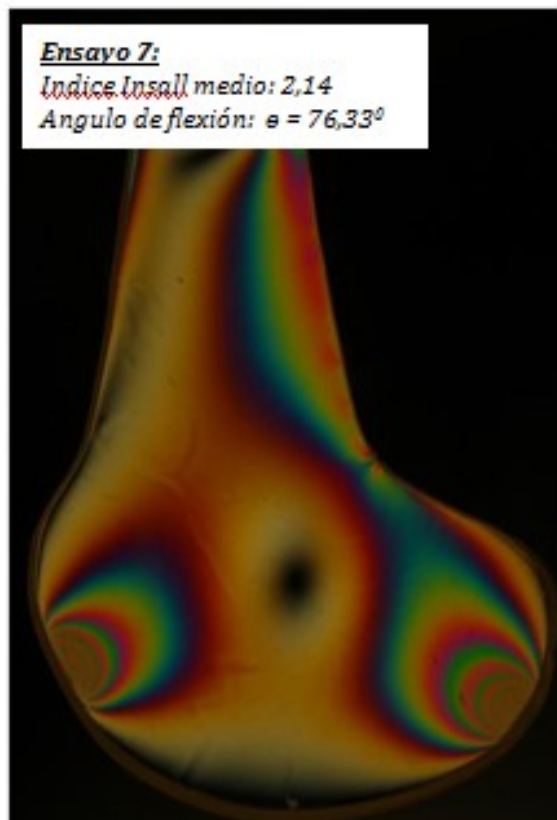
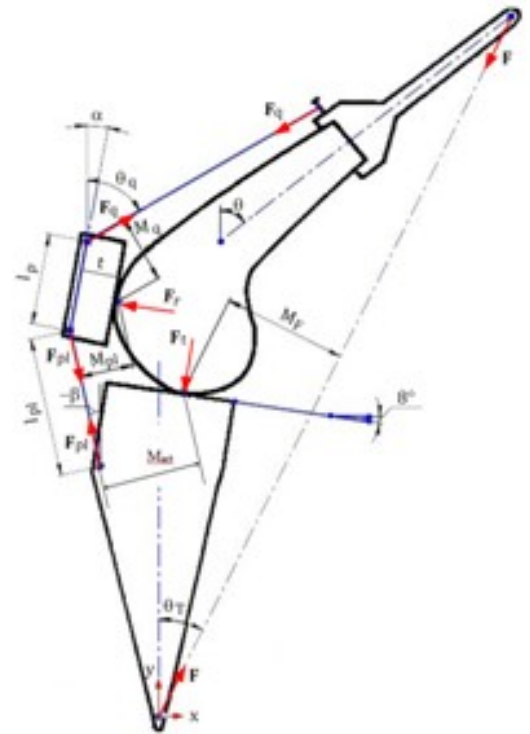
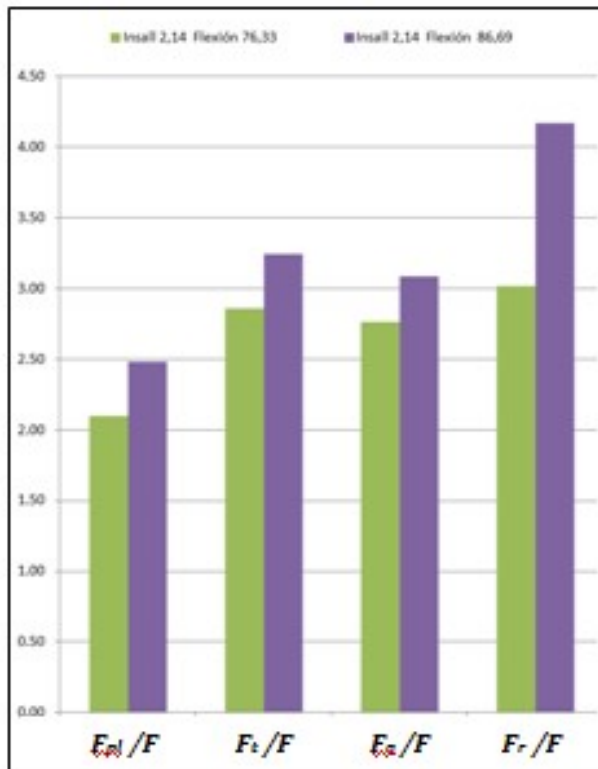


Fig 4.17.- Comparación de dos ensayos con Indice Insall aproximadamente constante (valor medio: 2,14) y distintos ángulos de flexión

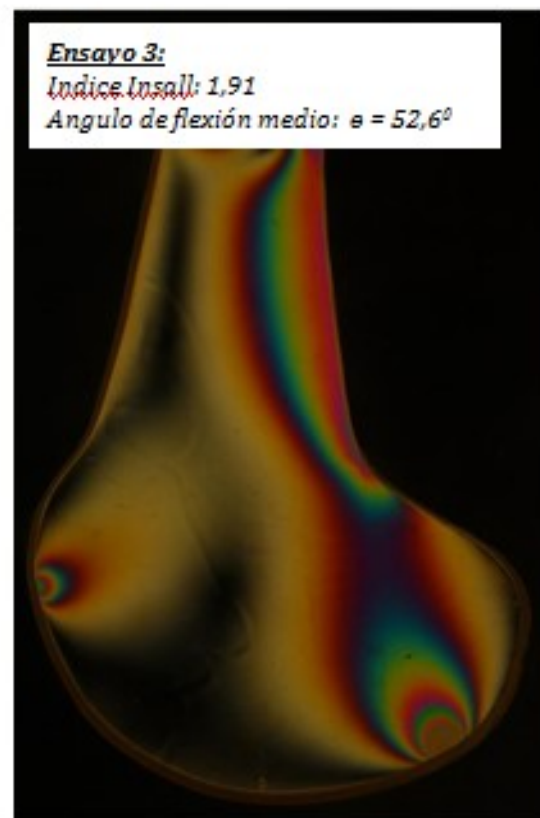
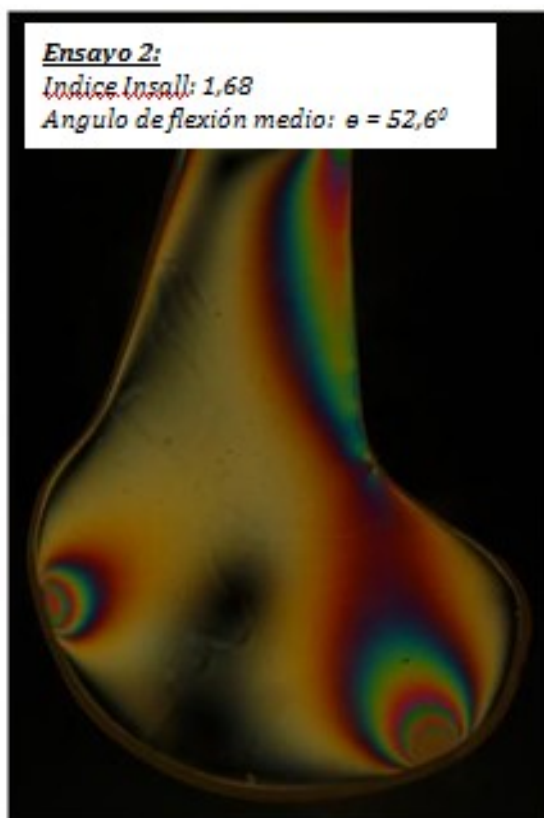
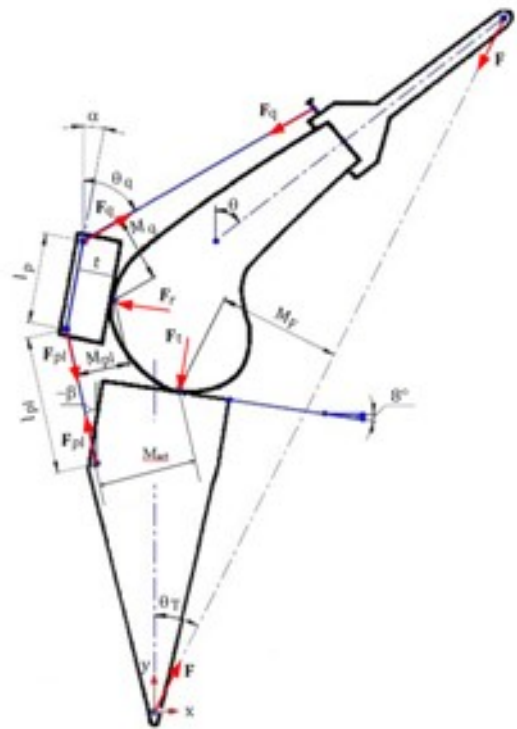
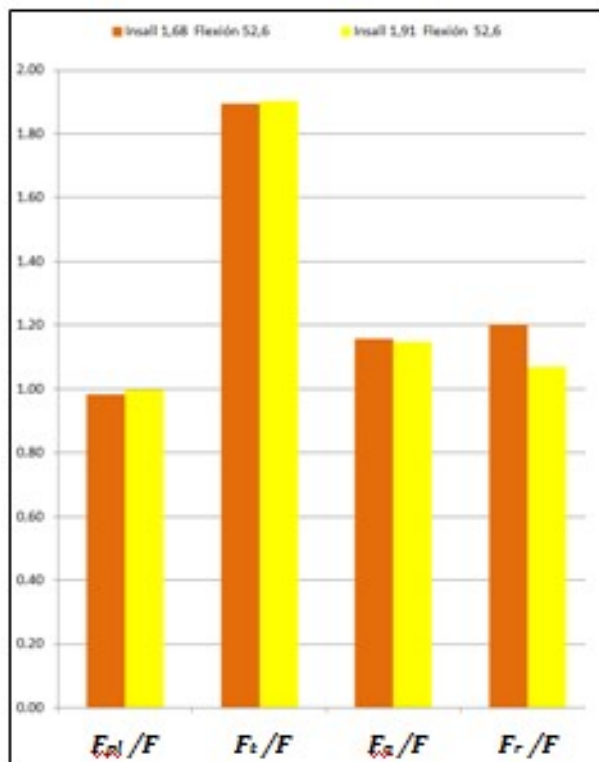


Fig 4.18.- Comparación de dos ensayos con ángulo de flexión aproximadamente constante (valor medio: $52,6^\circ$) y distinto Índice Insall

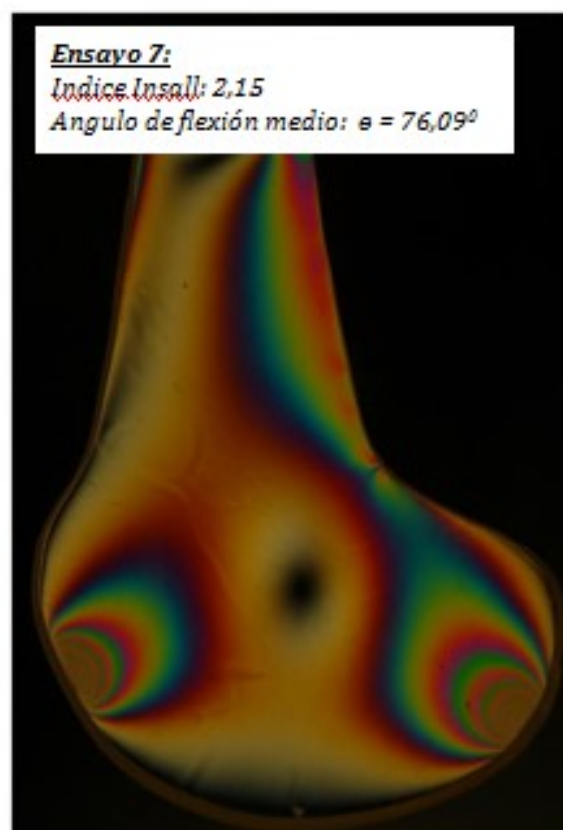
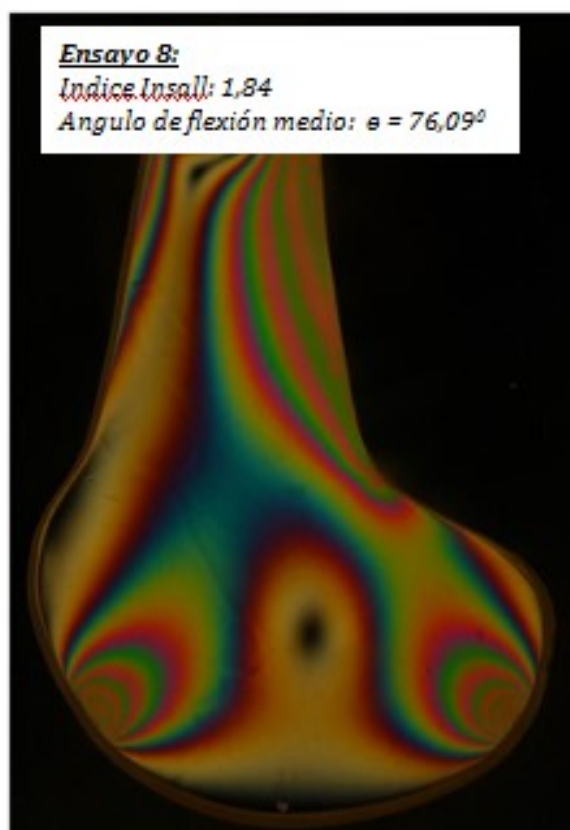
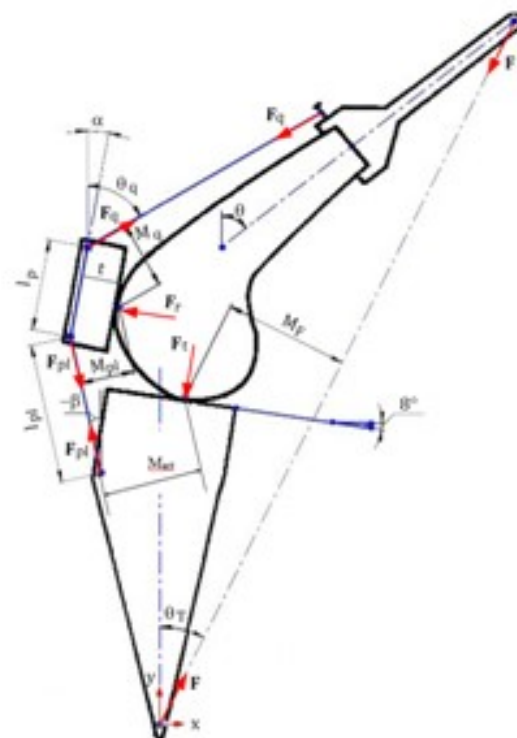
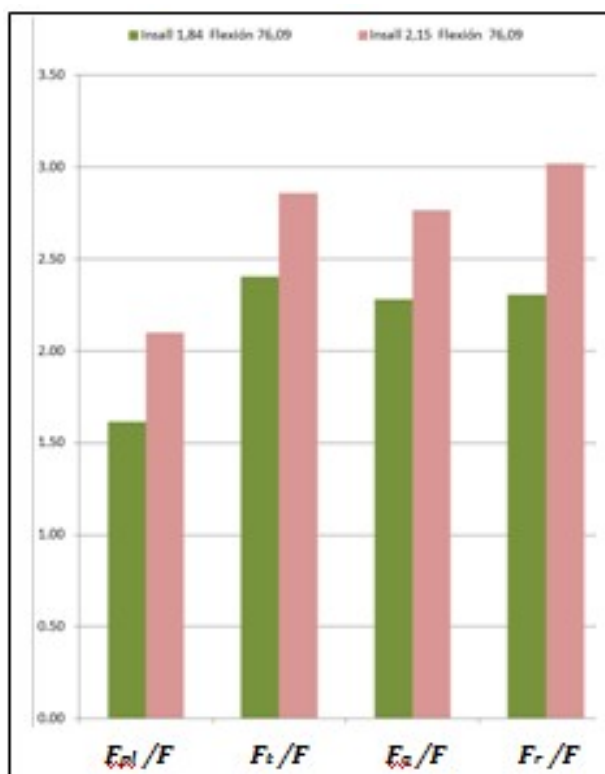


Fig 4.19.- Comparación de dos ensayos con ángulo de flexión aproximadamente constante (valor medio: $76,09^\circ$) y distinto Índice Insall

Respecto al ángulo del ligamento patelar, β , en la Figura 4.20 se presenta la característica correspondiente, análoga a la de la Figura 4.15, resultante de los ensayos. En este caso no se aprecia una tendencia clara debido a que este ángulo es muy pequeño, varía en todos los ensayos en un intervalo de unos 10° , y requeriría un montaje de precisión que está fuera del alcance del montaje artesanal del ensayo.

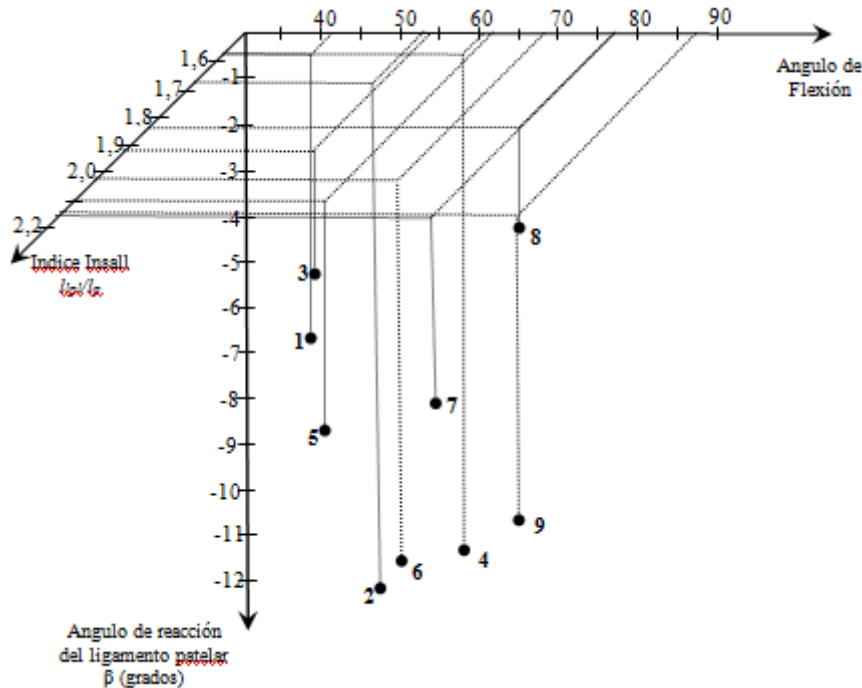


Fig 4.20.- Característica *Ángulo de reacción del ligamento patelar β – Ángulo de flexión de la rodilla – Índice Insall* resultante de los ensayos

No obstante, se han realizado dos ensayos adicionales forzando el montaje entre un mínimo de longitud del ligamento patelar (rótula baja) y un máximo (rótula alta). En la Figura 4.21 se tienen las fotografías del montaje en los dos casos indicando las distancias y ángulos característicos. A la izquierda se tiene el montaje de rótula baja ($l_{pl}=52,5mm$, *Ángulo de reacción del ligamento patelar:* $\beta=-13,6^\circ$, y *Ángulo de flexión:* $\theta=49,7^\circ$), y a la derecha el de rótula alta ($l_{pl}=94,7mm$, *Ángulo de reacción del ligamento patelar:* $\beta=-0,79^\circ$, y *Ángulo de flexión:* $\theta=76,91^\circ$).

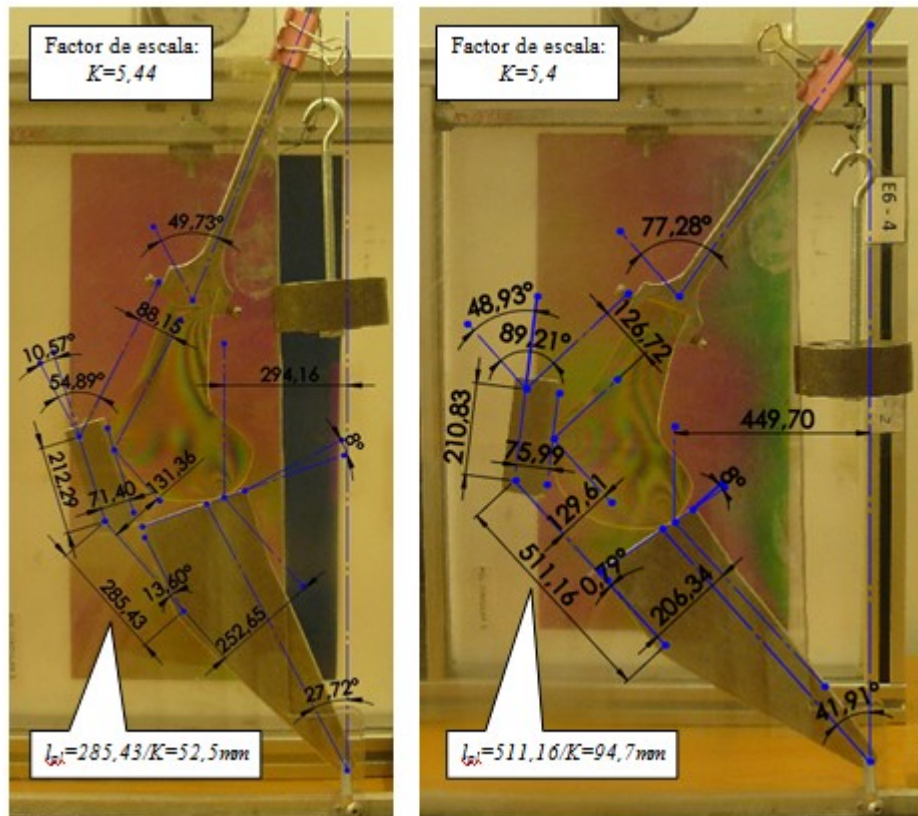


Fig 4.21.- Izquierda: montaje de rótula baja, $l_{pl}=52.5\text{mm}$, $\beta=-13.60^\circ$, $\theta=49.73^\circ$
 Derecha: montaje de rótula alta, $l_{pl}=94.7\text{mm}$, $\beta=-0.79^\circ$, $\theta=76.91^\circ$

En la Figura 4.22 se presenta un detalle del montaje y las imágenes fotoelásticas (con fuente de luz blanca) correspondientes a los dos ensayos. El espectro es de mayor densidad en el caso de la rótula alta, lo que demuestra que las fuerzas del quadriceps y del ligamentum patellae, así como las reacciones en los puntos de contacto, son mayores en el caso de rótula alta.

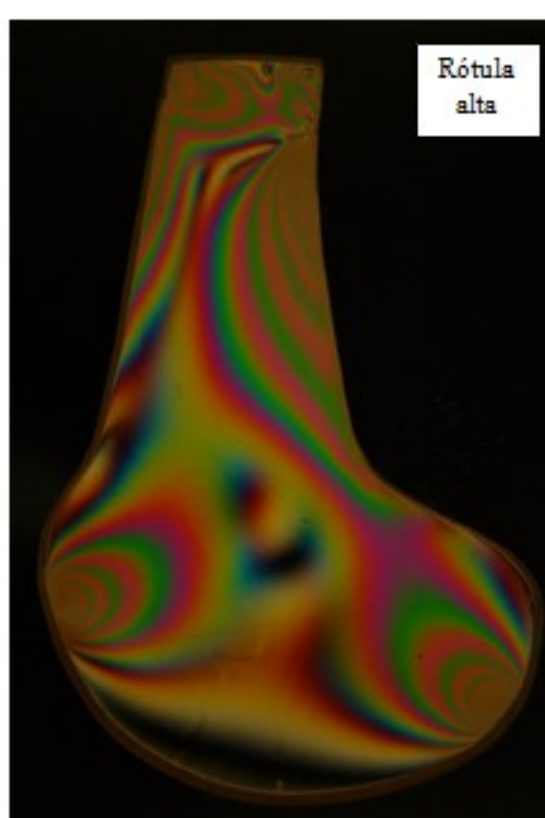
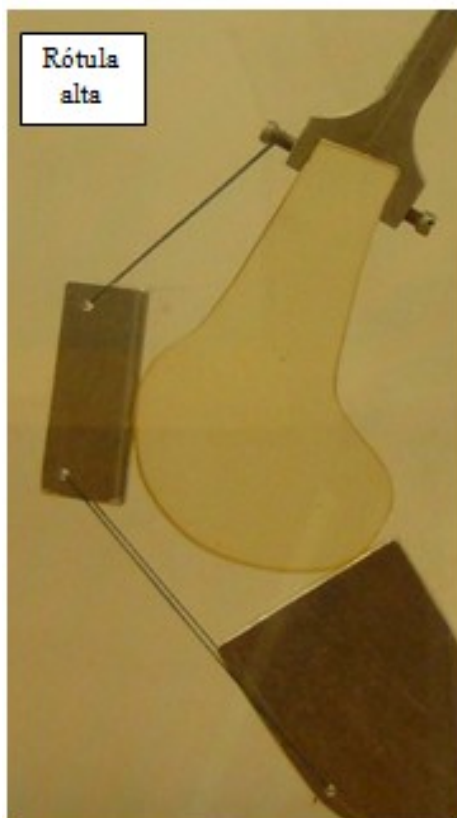
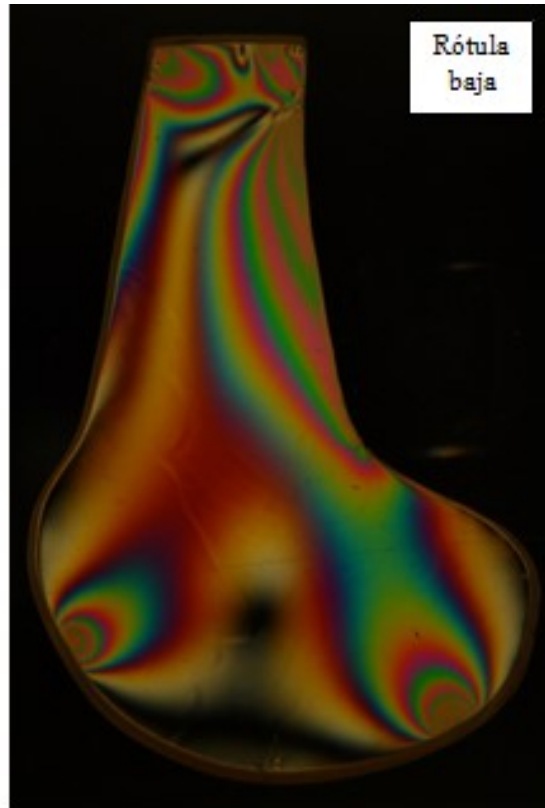


Fig 4.22.- Detalle del montaje e imágenes fotoelásticas (fuente de luz blanca) correspondientes a los montajes de rótula baja y rótula alta

Estos resultados son coincidentes con los referidos por varios autores (Nissel 1995, Smidt 1973, Van Ejden et. Al. 1985, Yamaguchi y Zajac 1989). Se confirma la disminución del ángulo del ligamento patelar con la altura de la rótula y el cambio de signo previsto por Nissel para ángulos de flexión en torno a los 75° . En la Figura 4.23 se tiene la gráfica β - θ (ángulo del ligamento patelar – ángulo de flexión) obtenida por los autores citados. Se trata nuevamente de una visión parcial, ya que el ángulo β también depende de la longitud del ligamento patelar. No obstante se observa una buena aproximación con nuestros resultados.

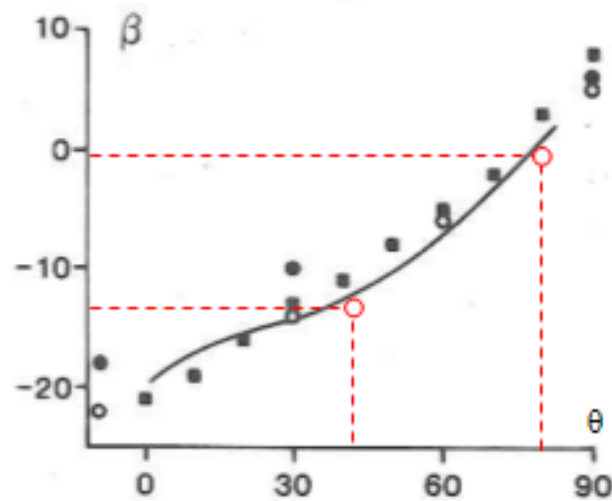


Fig 4.23.- Variación del ángulo del ligamentum patellae respecto al eje de la tibia en el plano sagital, durante la flexión de la rodilla.

- Van Ejden
- Nissel (hombres)
- Nissel (mujeres)

Línea continua: Yamaguchi y Zajac

- Nuestros ensayos

Todos los autores destacan la importancia biomecánica de la longitud de este ligamento. En nuestros ensayos también queda esto demostrado con las imágenes fotoelásticas obtenidas, que revelan un notable aumento de las fuerzas actuantes en la articulación con el aumento de la altura rotuliana.

4.2.Métodos de medición de la altura rotuliana

En 1930, Boon-Itt describe un primer método de altura rotuliana muy complejo para su uso diario , por lo que cayó en desuso .En su artículo citaba ya a un autor anterior a este estudio, Jansen (1929), que incorporaba el concepto de patella alta.

Blumensaat (1938) describió el primer método práctico para medir la altura rotuliana. Estableció que sobre una radiografía lateral de rodilla tomada con la rodilla flexionada 30°, el polo inferior de la patella debe yacer normalmente sobre una línea proyectada anteriormente desde el techo de la escotadura intercondílea (*línea de*

Blumensaat); cualquier distancia sobre esta línea indicaría patella alta. Esta distancia del polo inferior de la patella a la línea de Blumensaat varía con el ángulo de flexión y ésta no forma un ángulo fijo con el eje femoral, sino que varía hasta 30° (Brattström,1970 ; Aparicio et al, 1997) . Jacobsen y Bertheussen (1974), llegan a la conclusión de que la definición de patella alta de Blumensaat es incorrecta, se debe hablar de patella alta cuando la patella está más de 30 mm por encima de la línea de Blumensaat.

Desde Blumensaat, se han descrito muchos métodos de medición de la altura rotuliana , entre los que se encuentran dos pediátricos específicamente (Micheli et al.,1986 Koshino et al , 1989) y uno para un grupo racial específico (Leung et al.,1996).Podemos agrupar dichos métodos (Philips et al.,2010) en dos grupos, aquellos que relacionan la posición de la patela con el fémur (métodos directos), y aquellos que la relacionan con la tibia (métodos indirectos).

Los términos “directo” e “indirecto” nos indican que la relación cuantitativa entre la patella y el fémur es la más importante conceptualmente desde el punto de vista de la biomecánica femoropatelar .

4.2.1.Métodos indirectos

- Insall-Salvati (1971) (Fig. 4.24). Es el más popular y el más usado.Es una proporción simple entre la longitud del ligamentum patellae y la de la patella, medida sobre radiografías laterales de rodilla .No requiere un ángulo fijo de flexión (entre 20 -70° de flexión según los autores)y su valor medio es igual a 1, fácil de recordar.Sus inconvenientes son que no siempre los puntos óseos en los que se basa son fáciles de indentificar, la patella puede variar de tamaño y cualquier sobrecrecimiento de los puntos

de referencia óseos altera el índice. Estos inconvenientes pueden llevar a errores intra e interobservador (Berg et al, 1996). Las radiografías digitales actuales tienen tal definición de partes blandas que el ligamentum patellae puede visualizarse, dejando obsoleto la identificación de la tuberositas tibiae. En un estudio cadavérico, Schelenzka et al. (1990) demostraron una buena correlación de las mediciones anatómicas de la longitud del ligamentum patellae y la de la patella con las mediciones radiográficas. Por otra parte, Miller et al. (1996), demostraron que dicho índice puede también aplicarse a imágenes de resonancia magnética.

En esta tesis ha sido el método usado tras demostrar la reacción lineal entre la longitud del ligamentum patellae con el valor del índice, así como la fácil determinación de los puntos de referencia en el montaje realizado.

– Grelsamer y Meadows en 1992 desarrollaron el índice de Insall-Salvati modificado, tomando la superficie articular de la patella en lugar de la longitud total, con el fin de evitar las variaciones morfológicas de la patella. Sin embargo, el margen inferior de dicha superficie articular no es fácilmente identificable lo que ha llevado incluso a un mayor error interobservador (Berg et al, 1996, Kadakia et al, 2003).

– Blackburne y Peel (1977) (Fig. 4.25) publican su método que vuelve a utilizar la longitud de la superficie articular de la patella en el denominador, pero el numerador es la longitud entre ésta y la línea de la superficie articular de la tibia. Como crítica a este método es que no tienen en cuenta las diferentes morfologías de ambos platillos tibiales (uno cóncavo y otro convexo). Los mismos autores reconocen que no se puede usar en niños debido a que una gran proporción de fémur y tibia no es visible en las radiografías a estas edades.

– Caton y Deschamps (1982) (Fig. 4.26) modifican de nuevo el numerador, siendo la distancia entre el borde inferior de la superficie articular de la patella al ángulo anterosuperior de la tibia. El denominador sigue siendo la longitud de la superficie articular de la patella. Las críticas recibidas por este índice son la dificultad de identificar exactamente tanto el margen o borde inferior de la superficie articular de la patella como el ángulo anterosuperior de la tibia. No obstante, nosotros encontramos este método simple, reproducible y fiable, con buena concordancia interobservador (Aparicio et al,

1999). También otros autores (Berg et al ,1996, Thèvenin-Lemoine et al., 2011) obtienen una buena reproducibilidad con este índice, en niños y adultos.



Fig.4.24. Índice de Insall-Salvati (1971)



Fig .4.25. Índice de Blackburne-Peel (1977)



Fig.4.26. Índice de Caton – Deschamps (1982)

– De Carvalho et al (1985) y previamente Linclau (1984) desarrollaron un índice casi idéntico al de Caton y Deschamps, Egund et al (1988), publicaron un método similar al de Blackburne y Peel,

– Portner y Pakzad (2011) (Fig. 4.27) describen el “ángulo platillo tibial-patella”,



Fig.4.27. Método de Portner y Pakzad (2011)

4.2.2.Métodos directos

El ya descrito método de Blumensaat (1938) (Fig.4.28) fue el primer método directo.



Fig.4.28. Método de *Blumensaat* (1938)

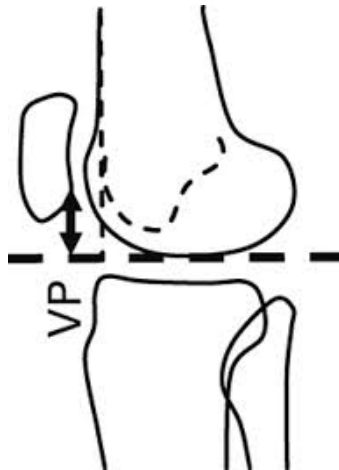
Otros métodos directos de medición de la altura rotuliana son:

- Labelle y Laurin (1976-1977)(Fig. 4.29)



Fig.4.29. Método de Labelle y Laurin (1976)

- Norman et al. (1976 y 1983)(Fig.4.30)



4.30. Índice de Norman et al. (1976)

– Burgess (1989) (Fig.4.31)

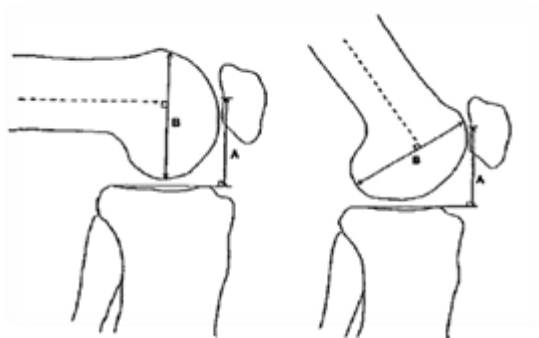


Fig.4.31 Método de Burgess (1989)

– Biedert y Albrecht (2006)(Fig. 4.32), el “índice patellotroclear” sobre imágenes de resonancia magnética (RMN) de rodillas

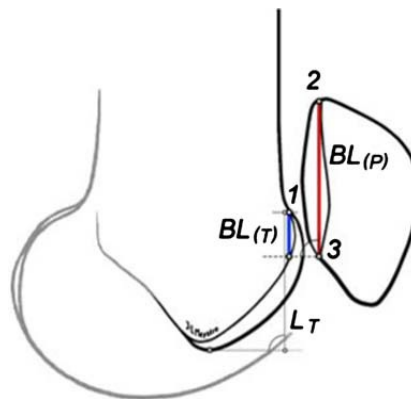


Fig.4.32.Índice patellotroclear (Biedert yAlbrecht ,2006).

Similar es el método de Miller et al., (1996)(Fig.4.33) que en RMN calcula la proporción entre la superficie articular de la patella y la altura de la cicatriz fisaria femoral.

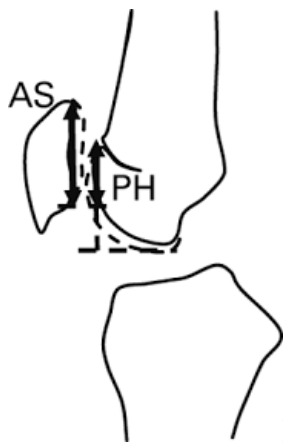


Fig 4.33. Indice de Miller et al.,(1996)

- Chareancholvanich y Narkbunnam (2012)(Fig.4.34),

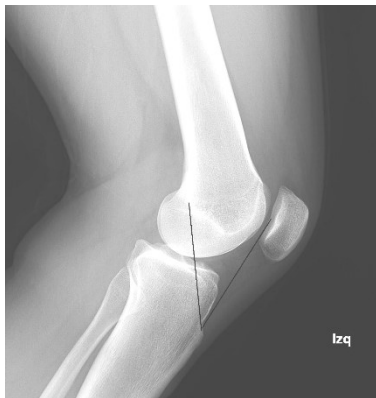


Fig.4.34.Indice de Chareancholvanich et al.(2012)

4.2.3.Metodos pediátricos

- Micheli et al (1986) (Fig.4.35),

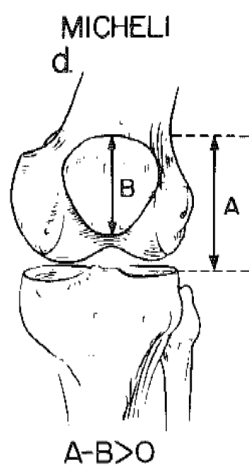


Fig.4.35. Indice de Micheli et al. (1986)

– Koshino y Sugimoto (1989)(Fig.4.36),

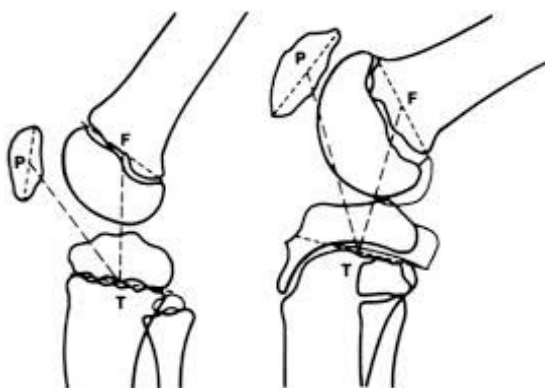


Fig.4.36. Índice de Koshino y Sugimoto (1989)

Walker et al (1998) evalúan el índice de Insall Salvati en niños lo que consideramos poco fiable. Aparicio et al (1997), de acuerdo con otros (Blackburne y Peel, 1977 ; Leung et al ,1996 ; Koshino y Sugimoto ,1989 ; Thèvenin-Lemoine et al.,2011) descartaron el uso de este índice en niños con Osgood-Schlatter debido a la alteración de la tuberositas tibiae durante el crecimiento.

4.2.4.Medición de la altura rotuliana en prótesis de rodilla.

Rogers et al. (2006), estudian la variabilidad interobservador de los índices de Insall-Salvati, Insall-Salvati modificado, Caton-Deschamps y Blackburne-Peel tras prótesis de rodilla . Encuentran mayor fiabilidad y correlación interobservador con los índices de Caton-Deschamps y Blackburne-Peel que con el índice de Insall-Salvati y el Insall Salvati modificado.No obstante , señalan que para identificar verdadera patella baja o alta se necesitaría un índice como el de Insall-Salvati. Los índices de Caton y Blackburne identifican la altura rotuliana respecto a la línea articular (el componente de polietileno), lo que puede dar una medición compatible con pseudopatella baja relacionada con el grosor del polietileno (que traccionaría de la patella distalmente por llevar la tibia y con ella la tuberositas tibiae hacia distal), pero no verdadera patella baja, por acortamiento real del ligamentum patellae.Refieren la dificultad de identificar la tuberositas tibiae como causa de menor correlación interobservador del índice de Insall-Salvati y el Insall-Salvati

modificado.

Figgie et al. (1986)(Fig.4.37), miden la altura rotuliana en prótesis de rodilla como la distancia perpendicular desde el polo inferior del implante patelar a la línea paralela a la superficie de soporte de peso del inserto del polietileno (en la práctica esta línea se toma tangente al punto más distal del cóndilo femoral de la prótesis que es metálico y visible en las radiografías).Aconsejan mantener la altura rotuliana entre 10 y 30 milímetros .Por otra parte, definen la distancia entre la superficie articular de las mesetas tibiales y la tuberositas tibiae, que tras implantar la prótesis sería desde la tuberositas tibiae a la superficie articular del inserto de polietileno (o la tangente a los cóndilos protésicos) e indica la variación de la línea articular. Será positiva cuando ésta se haya desplazado a proximal y negativa cuando se haya desplazado a distal. Un cambio de la línea articular mayor de ocho milímetros se asoció con menores puntuaciones de rodilla y rango de movimiento.



Fig.4.37.Método de Figgie et al. (1986)

De los estudios realizados para determinar los índices más utilizados (Insall, Insall modificado, Blackburne, Caton) y sus valores normales, solamente el de Caton-Deschamps (Caton et al., 1982) se realizó en rodillas asintomáticas. Para determinar los otros índices se incluyeron individuos con patologías (meniscal, ligamentaria, etc), lo que se consideró aceptable por los autores asumiendo que estos problemas de partes blandas no tiene efecto sobre la altura rotuliana. Esto se ha demostrado incorrecto (Ficat y Hungerford , 1977), (Iwano et al. , 1990), y cualquier método propuesto debería únicamente ser definido

sobre sujetos con rodillas clínica y radiográficamente normales, antes de aplicarlos a pacientes con patología de cara anterior de la rodilla.

Por otra parte, se ha hecho poca referencia en la bibliografía a las diferencias anatómicas entre hombres y mujeres y solamente dos estudios apuntan la diferencia étnica (Leung et al., 1996), (Karadimas et al., 1981), demostrando que existen diferencias entre europeos, árabes, africanos y chinos, con la población no europea mostrando una tendencia mayor a patella alta. Leung et al. (1996) desarrollan el “índice de patella alta”, como la proporción entre la suma de las longitudes del ligamentum patellae más la de la patella, y en el denominador la longitud de la superficie articular de la patella. La altura rotuliana fue significativamente mayor en la población del sur de China que en estudios de países occidentales.

Anagnostakos et al (2011), encuentran discrepancias entre cinco métodos de medición de altura rotuliana a la hora de clasificar como patella baja, alta o normal. El índice de Caton-Deschamps (Caton et al., 1982), fue el que más proporción de casos reveló patella normal. No obstante, su estudio tiene limitaciones como el propio autor reconoce, como el medir los índices en flexión de 90° cuando los índices estudiados (salvo el de Laurin-Labelle, 1976 y 1977) se definieron para flexiones de 20-30° (o entre 10-80° según Caton et al., 1982). Por otra parte, es criticable que las figuras que presenta no corresponden a radiografías en estricto perfil, sino con falta de superposición de los cóndilos femorales. Con relación a la edad, tuvieron más casos de patella alta en pacientes más jóvenes. Sugiere que con la edad la tensión del mecanismo extensor pudiera disminuir dando como resultado un mayor porcentaje de patella ínfera o baja. Seil et al (2000), evaluaron la fiabilidad y variabilidad interobservador de cinco índices de altura rotuliana (Insall, Caton-Deschamps, Blackburne y Peel, Insall modificado y Labelle-laurin), encontrando buena fiabilidad interobservador, pero diferentes resultados a la hora de clasificar la altura rotuliana como alta, normal baja, recomendando los métodos que toman como referencia la superficie articular de la patella y la línea articular como los índices de Caton et al. (1982) y Blackburne-Peel (1977).

Un factor que ya señalamos en 1997 (Aparicio et al., 1997) de acuerdo con Caton et al (1982), fue la necesidad de una superposición perfecta de los cóndilos y mesetas tibiales, esto es, radiografías en perfil estricto. Una oblicuidad de los rayos X con una radiografía sin

dicha superposición, nos dará distinta medición añadiendo más error al atribuible a la variación intra e interobservador.

Biedert et al (2006), llamaron la atención sobre la influencia del soporte de peso o el ángulo de flexión de la rodilla sobre la medición de la altura rotuliana. Apuntan que el uso de la RMN dinámica resolvería este problema, pero esto no es práctico. Yiannakopoulos et al (2008), demuestran que en rodillas normales la altura rotuliana cambia significativamente con el soporte de peso corporal debido a la contracción del cuádriceps causante de un desplazamiento proximal de la patella.

Por otra parte, como Cowell (1990) reconocía y nosotros apoyamos, existen fuentes técnicas y humanas de error como el tipo de dispositivo de medición (programa informático, lápiz sobre la radiografía, goniómetro, etc), errores en la identificación de puntos o ejes radiográficos, cansancio o estado del observador. Las decisiones clínicas deben basarse en una evaluación clínica integral, no solamente en las mediciones radiográficas.

Después de más de ocho décadas, la medición de la altura rotuliana sigue siendo un tema controvertido.

4.3.Relevancia clínica de la altura rotuliana

4.3.1.Patella infera o baja

La patella infera o baja (Saggin y Dejour, en Sanchís Alfonso, 2011) representa una posición baja de la patella en relación con el fémur y la tibia (fig.4.38). Trillat (en Sanchís Alfonso, 2011) fue el primero en hablar de patella infera. *Caton y Deschamps (Caton et al., 1982) fueron los primeros en describirla.* Su importancia radica en la anomalía biomecánica que causa. Mientras que las patellae normales no se articulan con la tróclea en la extensión, en los casos de patella infera la patella siempre contacta con la tróclea en extensión. Generalmente es una complicación de un traumatismo o cirugía de rodilla. Raramente es constitucional. Su etiología puede ser:

a) Mecánica: insuficiencia del cuádriceps como en la polio, inhibición temporal tras cirugía de rodilla, parálisis del nervus femoralis o rotura del cuádriceps. Puede ser debido a iatrogenia como una transferencia distal excesiva de la tuberositas tibiae. Por último,

patella baja por genu recurvatum tras epifisiodesis de la tuberositas tibiae de diversa etiología.

b) Inflamatoria: retracción de los retinacula y el ligamentum patellae tras inflamación, como tras cirugía o fracturas de la rodilla con o sin algodistrofia de rodilla secundaria. Noyes y Wojtys (1991) definen el *síndrome de la patella infera*, como un descenso de la altura rotuliana del 15% de la rodilla afectada respecto a la contralateral sana. Se produce como consecuencia de una artrofibrosis tras cirugía de rodilla, especialmente ligamentoplastia del ligamento cruciatum anterius.



Fig.4.38.Patella infera o baja.

Caton y Deschamps (1982) parten del principio de que la alteración del cartílago patelar está en relación directa con la sobrecarga funcional del aparato extensor debido a un desequilibrio en los planos frontal, horizontal o sagital. *Una situación baja de la patella se va a traducir en un aumento de las fuerzas de contacto femoropatelares y femorotibiales debido a la disminución del brazo del momento extensor.* Está descrita la transferencia proximal de la tuberositas tibiae (Caton et al., 1982), cuando la patella infera es por una posición distal anómala de la tuberositas tibiae; cuando se trata de un acortamiento del ligamentum patellae, está indicada la técnica de alargamiento del ligamentum patellae mediante plastia en Z (Dejour et al., 1995).

Tigani et al. (2001), encuentran una variación de la altura rotuliana tras la osteotomía tibial proximal. El tipo de osteotomía tiene influencia sobre el descenso de la altura rotuliana, siendo mayor con las osteotomías de adición frente a las de sustracción.

Grelsamer (2002) distingue la verdadera patella baja de la seudopatella baja en el paciente portador de prótesis de rodilla. En una rodilla con prótesis, el acortamiento de la

distancia entre la patella y el polietileno tibial, puede deberse a la posición distal de la patela o a una transferencia proximal de la línea articular. En el primer caso, es la auténtica patela baja por un tendón patelar corto. El segundo caso es una pseudopatela baja, por elevación de la línea articular.. Se debe hablar de patela alta o baja cuando hablamos de su posición respecto a la tróclea femoral. Ningún índice de altura rotuliano es perfecto. En el caso del índice de Insall-Salvati, la forma de la patela puede dar falsas interpretaciones, como en el caso de patellae con un polo inferior muy desarrollado (Cyrano patellae). El índice modificado de Grelsamer no se ve afectado por esta circunstancia, pero ambos índices requieren radiografías con una exposición tal que se visualice el tendón patelar. Los índices de Blackburne y Caton pueden dar un resultado de patela baja siendo en realidad una pseudopatela baja. La verdadera patela baja es el resultado de una fibrosis con adherencia del ligamentum patellae a la tibia proximal tras una cirugía, lo que requeriría una liberación de adherencias. Este no es el caso del *síndrome de contactura infrapatelar* en el que existe un auténtico acortamiento del ligamentum patellae. El tratamiento de este tipo de patela baja se ha descrito en casos de patología no protésica, mediante transferencia proximal de la tuberositas tibiae. Dejour et al., (1995) describen su técnica de Z-plastia del ligamentum patellae tras malos resultados con la citada transferencia proximal. En el caso de pseudopatela baja (la longitud del ligamentum patellae es correcta), la causa son unos cortes femoral o tibial excesivos.

4.3.2. Patella alta

El término patella alta fue introducido por Schultess en 1899 (en Ahlbäck y Mattson, 1978).

Según Grelsamer y Meadows (1992), la patella alta (fig.4.39) se asocia con al menos cinco categorías de patologías:

1.- Anomalías asociadas: patella pequeña, displasia condílea, displasia troclear. Todas ellas relacionadas con *inestabilidad femoropatelar*.

2.- *Insuficiencia del quadriceps*: si la patella yace demasiado proximal, será menos efectiva como espaciador o fulcro, disminuye el brazo del momento extensor y para compensar, el quadriceps debe realizar más fuerza. *Un adulto desarrollará tendinitis patelar, un adolescente apofisitis de la tuberositas tibiae o enfermedad de Osgood-Schlatter.*

3.- *Inestabilidad femoropatelar*: la posición excesivamente proximal hace que la patella no se articule con la tróclea femoral en el inicio de la flexión, por lo que si se asocia a las anomalías arriba expuestas tenderá a luxarse o subluxarse.

4.- Aumento de las fuerzas sobre el cartílago patelar: a partir de los 90° de flexión de la rodilla, comienza normalmente el contacto tendofemoral del tendón del cuádriceps y el fémur soportando gran parte de las fuerzas de contacto. En una patella alta, dicho contacto se retrasa y el cartílago patelar soporta las correspondientes fuerzas anormales, dando lugar a *dolor en cara anterior de la rodilla*.



Fig.4.39. Patella alta con displasia troclear y artrosis femoropatelar.

4.3.2.1. Patella alta e inestabilidad femoropatelar

Hvid et al (1983), encuentran una correlación estadística significativa entre patella alta y un ángulo del surco troclear aumentado, esto es, una tróclea más plana. Sugieren que es razonable clasificar la patella alta como una displasia femoropatelar, lo que se asocia a inestabilidad femoropatelar, condromalacia o incluso artrosis (Ahlback y Mattson, 1979). (Fig. 4.39).

Insall et al (1972), encuentran una asociación entre los pacientes con luxación recurrente de patella y patella alta o aumento de la longitud del ligamentum patellae.

Una patella alta suele ser idiopática, aunque existen casos de patella alta postraumática (rotura del ligamentum patellae o avulsión de la tuberositas tibiae), o por

espasticidad en cuadros neurológicos. Caton et al (1990), refieren que del hecho de la situación alta de la patella, ésta pierde su papel de espaciador en el inicio de la flexión, lo que *para un rendimiento o momento muscular igual requiere un aumento de la fuerza de contracción del quadriceps*. Por otra parte, la situación alta de la patella supone una modificación de las superficies de contacto femoropatelaes, hacia distal en la patella, con aumento de las presiones a dicho nivel. En tercer lugar, cuanto más alta se encuentra la patella, más tarde se recentra en el inicio de la flexión lo que explica los fenómenos responsables de una inestabilidad en extensión de la patella : aumento de la báscula rotuliana y aumento del ángulo Q. La patella alta puede formar parte de un verdadero cuadro de síndrome de displasia femoropatelar, con inestabilidad femoropatelar como su principal expresión.

Simmons y Cameron (1992), describen una técnica para tratar la patella alta causante de luxación recidivante de patella, consistente en la transferencia distal de la tuberositas tibiae.

Dejour H (1994), describe 4 factores predisponentes para inestabilidad femoropatelar: displasia troclear, excesiva distancia TA-TG o distancia entre la garganta troclear y la tuberositas tibiae (en cortes de tomografía axial computarizada) ; báscula rotuliana excesiva y *patella alta*. Una patella alta se articula con retraso con la tróclea femoral en la flexión, lo que predispone a su inestabilidad. En este supuesto, el tratamiento quirúrgico debe incluir una osteotomía de la tuberositas tibiae con transferencia distal, además de medial. En casos de un ligamentum patellae tan largo que la osteotomía de la tuberositas tibiae no consigue corregir la altura rotuliana, está indicada la tenodesis del ligamentum patellae según Neyret et al.(2002)

Neyret et al. (2002), en un estudio con RMN en grupo de control de pacientes frente a un grupo de pacientes con historia de luxación de la patella, encuentran que el ligamentum patellae es significativamente más largo en pacientes con inestabilidad patellar y que además la patella alta se debe a esa mayor longitud del ligamentum patellae, no a una posición anormalmente baja de la tuberositas tibiae. Sugieren, como causa de un ligamentum patellae largo, un acortamiento del quadriceps femoris.

4.3.2.2. Patella alta y síndrome de dolor femoropatelar

El síndrome de dolor femoropatelar y su expresión clínica, el dolor en cara anterior de rodilla, es uno de los problemas musculoesqueléticos más frecuentes, el motivo más frecuente de dolor de rodilla, afectando al 30% de los individuos físicamente activos (Ward y Powers, 2007). Habitualmente la radiología no ofrece datos significativos, pero en pacientes con inestabilidad femoropatelar objetiva o potencial podemos encontrarnos con síndrome de dolor femoropatelar y anomalías anatómicas como una patella alta. (Dejour et al., 1994).

Lancourt y Cristini (1975), encuentran una clara relación entre patella alta y condromalacia, que se explica por la incongruencia femoropatelar asociada a una posición patelar anormalmente alta. También encuentran asociación entre patella alta e inestabilidad femoropatelar. Estos autores, al contrario que la mayor parte de la bibliografía, obtienen patella baja en un pequeño grupo de 20 adolescentes con apofisitis de la tuberositas tibiae.

Insall et al (1976), en un estudio clásico, encuentra que de 105 artrotomías realizadas por condromalacia patelar, en la mayoría presentaban aumento del ángulo Q o patella alta.

Ahlbäck y Mattson (1978) demuestran que la patella alta (definida por el índice de Insall-Salvati por estos autores), fue seis veces más frecuente en rodillas con artrosis femoropatelar (Fig. 4.39) que en aquellas con una articulación femoropatelar normal.

Karadimas et al (1981), encuentran una relación entre patella alta y condromalacia y a su vez más frecuentes en árabes y africanos de raza negra que en europeos o chinos, sugiriendo una diferencia filogenética.

Kannus PA (1992), describe una fuerte asociación entre dolor femoropatelar o condromalacia y la existencia de patella alta en la rodilla, en un estudio prospectivo de pacientes con dolor femoropatelar unilateral. Explica tal asociación por la alteración del área de contacto femoropatelar, con aumento del estrés de contacto y daño consecuente al cartílago. De los parámetros estudiados (ángulo del surco, ángulo patelofemoral lateral, desplazamiento patelar lateral, índice femoropatelar y altura rotuliana), la existencia de patella alta es el único hallazgo diferencial entre la rodilla afectada y la contralateral sana en este estudio rodillas de 45 atletas con síndrome rotuliano unilateral.

Marks y Bentley (1978, 1983), en sus pacientes con condromalacia diagnosticada por artrotomía no encuentran una relación tan definitiva entre patella alta y condromalacia, pero sí una mayor altura rotuliana en mujeres que en hombres y patella alta en los casos de condromalacia rotuliana severa, relacionados con luxación recidivante.

Luyckx et al.(2008) dan una explicación biomecánica del dolor en cara anterior de la rodilla en pacientes con patela alta. La hipótesis de trabajo es que la patela alta conduce a una situación menos favorable en términos de fuerza de contacto femoropatelar, área de contacto y presión de contacto, en comparación con una altura rotuliana normal, dando lugar a la aparición de dolor de cara anterior de rodilla.

Simularon cargas de 30° a 120° de flexión de la rodilla sobre un montaje Oxford (barras articuladas en cuyos extremos se cubren con una prótesis de rodilla posteroestabilizada y con componente rotuliano). La fuerza de contacto femoropatelar aumentó con la flexión de la rodilla hasta que tuvo lugar el contacto del tendón del cuádriceps y la tróclea femoral lo que suponía un reparto de cargas. La patella alta causó un retraso de dicho contacto hasta grados máximos de flexión. Como consecuencia, la fuerza de contacto femoropatelar máxima y la presión de contacto máxima aumentaron significativamente de media con el aumento de la altura rotuliana.

Ward y Powers (2007), demuestran mayores presiones femoropatelares en las personas con patella alta.

Sanchís-Alfonso (2011), considera la patella alta como un factor anatómico asociado con el dolor en cara anterior de rodilla, así como en la inestabilidad femoropatelar.

En la Figura 4.22 (ver arriba) se presenta un detalle del montaje y las imágenes fotoelásticas (con fuente de luz blanca) correspondientes a los dos ensayos adicionales forzando el montaje entre un mínimo de longitud del ligamento patelar (rótula baja) y un máximo (rótula alta). El espectro es de mayor densidad en el caso de la rótula alta, lo que demuestra que las fuerzas del cuádriceps y del ligamentum patellae, así como las reacciones en los puntos de contacto, son mayores en el caso de rótula alta , lo que estaría en relación con el origen del dolor femoropatelar en caso de patella alta.

4.3.2.3. Patella alta y enfermedad de Osgood Schlatter

Osgood en 1903 , junto con Schlatter (citados en Osgood,1993) describen las lesiones de la tuberositas tibiae de los adolescentes, destacando un tipo consistente en avulsión de una pequeña porción y separación de la tuberositas tibiae, más frecuente que las fracturas y avulsiones completas. La causa es una contracción violenta del quadriceps sobre la inserción del ligamentum patellae en la epífisis superior de la tibia en desarrollo.

Ogden y Southwick (1976), parten del concepto de que la tuberositas tibiae es una epífisis de tracción frente a las epífisis de compresión. Las epífisis de tracción se denominan apófisis, y están adaptadas a los esfuerzos tensiles. Nosotros (Aparicio et al.,1997) junto con Ogden y Souhtwick pensamos que la enfermedad de Osgood-Schlatter es una incapacidad , de los centros de osificación secundarios de la epífisis tibial proximal en desarrollo, para resistir las tracciones que se ejercen sobre ella.

Una interesante aportación de Ogden y Souhtwick sobre la variación de la altura rotuliana está en la embriología. Un desplazamiento retrasado o anormal de la tuberositas tibiae durante su desarrollo ocasionaría patella alta, mientras que una migración distal excesiva de la apófisis de la tuberositas tibiae ocasionaría una patella baja.

La relación de la altura rotuliana con la enfermedad de Osgood Schlatter ha sido estudiada por diversos autores (Lancourt y Cristini,1975) (Jakob et al.,1981),(Kujala et al.,1989) (Aparicio et al.,1997),(Hirano et al.,2001). Salvo Lancourt y Cristini, el resto de los autores hallan asociación entre patella alta y Osgood-Schlatter (Jakob et al. al.,1981) (Kujala et al.,1989) ,(Aparicio et al.,1997),(Hirano et al.,2001). Parece clara la relación entre dicha patología y una tracción excesiva del mecanismo extensor sobre la apófisis de la tuberositas tibiae. Apoyados en la biomecánica, nosotros (Aparicio et al.,1997) consideramos en su momento que una patella alta altera la fuerza que el quadriceps femoris transmite al ligamentum patellae. Es decir, la patella alta no la consideramos como la consecuencia, sino como posible factor etiopatogénico de la enfermedad de Osgood-Schlatter. Grelsamer y Meadows (1992), en la introducción de su trabajo sobre su índice de Insall-Salvati modificado, se refieren a la patella alta en términos parecidos a los nuestros.

En esta tesis hemos hallado una disminución del ángulo de la fuerza de reacción del ligamentum patellae (β) y del brazo del ligamentum patellae respecto al punto de contacto femorotibial ($Mact$), con una mayor altura rotuliana (ver ensayos 4 y 5). Con

respecto al punto de contacto femoropatelar, los brazos de momentos M_{pl} y M_q se alteraron, con disminución de la proporción a mayor altura rotuliana (y por tanto mayor F_p/F_q). Estos cambios biomecánicos podrían traducirse en alteración de las tensiones a nivel de la tuberositas tibiae.

Kujala et al (1989) estudian el efecto del “volley” sobre el mecanismo extensor de la rodilla. La causa más frecuente de dolor de rodilla en jugadores de “volley” es el síndrome de la rodilla del saltador, caracterizado por inflamación y cambios degenerativos de los tendones cuadricipital y ligamentum patellae, así como sus inserciones. Por otra parte, en este estudio se observa una mayor tendencia a patella alta en jugadores de volley, principalmente en aquellos que comenzaron en la adolescencia, sobre los 13 años, que además tienen una mayor incidencia de enfermedad de Osgood-Schlatter.

Visuri et al (2007) comparan la altura rotuliana y la morfología patelar en dos grupos de pacientes de 20 años varones: uno de control de 87 rodillas de pacientes sin aparente patología de rodilla (radiografías realizadas en revisiones médicas militares de control), con otro grupo de 82 rodillas de pacientes con enfermedad de Osgood-Schlatter. Vuelven a encontrar un incremento de la altura rotuliana en los pacientes con Osgood-Schlatter, y aportan el hallazgo de mayor incidencia de patellas elongadas. Consideran que el síndrome de sobrecrecimiento longitudinal durante estas edades provocaría una tensión excesiva del mecanismo extensor. Recomiendan el cese de actividades deportivas durante el brote de crecimiento.

Hirano et al (2001), confirman la asociación entre las afecciones del mecanismo extensor de la rodilla en deportistas inmaduros, en concreto Osgood-Schlatter y Sinding – Larsen-Johansson, y patella alta. Estas enfermedades se deben a la enorme tracción ejercida por el quadriceps femoris sobre la tuberositas tibiae o el polo inferior de la patella durante la práctica de deporte en estas edades. También indican una asociación de la patella alta con un brote de crecimiento, así como una normalización de la altura rotuliana con la curación de estas apofisitis y la mayor edad esquelética.

4.3.3.Relevancia clinica de la altura rotuliana en prótesis de rodilla

Figgie et al (1986) encuentran sus mejores puntuaciones de rodilla (101 pacientes, 116 prótesis de rodilla posteroestabilizadas) cuando la altura rotuliana era entre 10 y 30 milímetros, y el cambio de la línea articular era de menos de 8 milímetros. Llama la atención sobre la técnica de la prótesis total de rodilla. De la misma manera que se busca un equilibrado de los espacios en flexión y extensión en cuanto a los ligamentos colaterales, se debe buscar un equilibrado en el plano sagital, sin cambiar la línea articular ni la altura rotuliana, teniendo en cuenta que el ligamentum patellae es fijo en longitud y posición.

Yoshii et al (1991), analizan la influencia de la posición de la línea articular en prótesis de rodilla sobre la cinemática de la rodilla .Determinan la posición de la línea articular tras prótesis de rodilla en rodillas de cadáver mediante radiografías sagitales midiendo el método de Insall en cada grado de flexión desde 30 a 120°, así como la báscula anteroposterior de la rótula sobre el fémur.Recuerda la importancia de mantener la misma línea articular preoperatoria (Fig. 4.40) para lograr un balance ligamentario normal y una cinemática normal de la rodilla. Una alteración de la posición rotuliana, además de influenciar la mecánica del mecanismo extensor de la rodilla, altera el contacto femoropatelar, incrementando las cargas de cizallamiento , lo que aumenta el desgaste del componente patelar, o incluso disociación o fractura del componente.



Fig .4.40. Patella baja en prótesis de rodilla de revisión.

Partington et al. (1999), recomiendan respetar los principios de la técnica de revisión de prótesis total de rodilla, que incluyen mantener la línea articular. Para ello, recomiendan el uso de suplementos distales del componente femoral cuando sea necesario. Una elevación excesiva de la línea articular condujo a peores resultados funcionales (peores puntuaciones de la sociedad de rodilla). Siguen los mismos principios de Figgie, evitando un ascenso mayor de 8 mm de la línea articular.

Laskin (2002), en su serie de 45 revisiones de prótesis de rodilla por inestabilidad, insiste en la importancia de compensar la pérdida ósea del fémur distal mediante suplementos para restaurar la línea articular (respecto a los epicóndilos o la cabeza del peroné). Mantener una línea articular en su nivel correcto es crucial para evitar la patella baja y pérdida de movimiento asociada, así como el dolor en cara anterior, por el conflicto del implante patelar con la parte anterior del componente tibial.

Ten Ham et al (2005), siguiendo los mismos límites de Figgie et al (1986), cambio de línea articular de menos de 8 mm y altura rotuliana entre 10-30 mm, diseñan un dispositivo equilibrador de la línea articular. Recuerdan la importancia de evitar patella baja para evitar el pinzamiento con el polietileno tibial y sus complicaciones como el desgaste de éste, limitación de flexión, dolor en cara anterior, riesgo de rotura del ligamentum patellae. Una patella alta en prótesis de rodilla (> 30 mm de altura rotuliana según Figgie), puede causar inestabilidad. Además, una variación de la altura rotuliana conlleva una variación del brazo del momento extensor.

Mahoney y Kinsey (2006), también recordaron la importancia de restaurar la posición de la línea articular en revisiones de prótesis de rodilla para evitar las consecuencias de una alteración de la altura rotuliana como disminución del arco de movimiento de la rodilla, *disminución de la fuerza extensora*, dolor en cara anterior de rodilla, resalte patelar, inestabilidad femoropatelar o inestabilidad en flexión.

Porteous et al. (2008) llegan a similares resultados que los de Figgie et al en revisión de prótesis de rodilla. Una elevación de la línea articular de más de 5 milímetros puede empeorar significativamente el resultado clínico. Recomendamos usar aumentos femorales distales mejor que mayores grosores de polietileno para evitar el ascenso de la línea articular. Si se altera la línea articular tendríamos una patella infera, pinzamiento de la

patella con el componente tibial y desgaste acelerado del mismo, debilidad del quadriceps e inestabilidad por hiperextensión.

En esta tesis hemos encontrado variaciones de las fuerzas sobre el aparato extensor y femorotibial , con la flexión de la rodilla. No hemos podido definir un patrón en relación con la altura rotuliana pero sí una variación de los brazos de los momentos de F_p y F_q .

En resumen , la alteración de la altura rotuliana de una rodilla tiene importantes repercusiones clínicas , para su comprensión es necesario el conocimiento de la biomecánica femoropatelar .

CAPITULO 5. CONCLUSIONES

1. Se ha diseñado, desarrollado y puesto a punto un método experimental válido para analizar la biomecánica de la rodilla. El método permite determinar la geometría y la cinética de las distintas posiciones de equilibrio, localizando los puntos de contacto fémoro-patelar y fémoro-tibial, obteniendo las fuerzas que intervienen (fuerzas del ligamentum patellae y del quadriceps, reacciones del fémur sobre tibia y patella) y los ángulos de flexión y del ligamentum patellae con respecto al eje tibial. La metodología empleada ha permitido comparar todos los resultados con los obtenidos por otros autores .

2. La variación de la altura rotuliana influye sobre la biomecánica de la rodilla.

3.Consideramos el mecanismo patelar como un espaciador que aumenta el brazo del momento extensor de la rodilla , pero también como un elemento regulador de la proporción de tensiones entre el tendón cuadricipital y el ligamentum patellae. La alteración de la altura rotuliana altera estas dos funciones biomecánicas.

4. El aumento de la proporción de tensiones (F_p/F_q) hacia la extensión, y su disminución hacia los 90° de flexión, se entiende considerando el mecanismo patelar como un elemento potenciador de la extensión y al mismo tiempo facilitador de la flexión.

5. El ángulo entre el ligamentum patellae y el eje tibial en el plano sagital se altera con un cambio en la altura rotuliana.

6. Las fuerzas de reacción femoropatelar (F_r) y femorotibial (F_t) se alteran con un cambio de la altura rotuliana.

BIBLIOGRAFÍA

- Aglietti P, Insall JN, Walker PS, Trent P.A new patella prosthesis.Design and application.Clin Orthop 107 :175-186.1975.
- Ahlbäck S, Mattsson S. Patella alta and gonarthrosis.Acta Radiol 1978, 19:578-84.
- Ahmed AM,Burke DL, Hyder A.Force analysis of the patellar mechanism.J Orthop Res 1987; 5:69-85.
- Anagnostakos K,Lorbach O,Reiter S, Kohn D.Comparison of five patellar height measurement methods in 90° knee flexion.Int Orthop 2011,35:1791-1797.
- Andriacchi TP, Stanwyck S,Galante J. Knee biomechanics and total knee replacement. J Arthroplasty 1986 1 :211-9.
- Aparicio G,Abril JC, Calvo E, Alvarez L. Radiologic study of patellar height in Osgood-Schlatter disease.J Pediatr Orthop 1997;17: 63-66.
- Aparicio G, Abril JC, Albiñana J, Rodríguez – Salvanés F. Patellar height ratios in children.J Pediatr Orthop 1999; 8-B : 29-32.
- Arriaza Loureda R.Estudio experimental de las presiones femoropatelares tras la osteotomía de adelgazamiento de la rótula (tesis doctoral).Madrid.Universidad Complutense.1990.
- Bandi W : Chondromalacia patellae and femoro-patellare arthrose. Helv Chir Acta 1972 ; 1 (suppl.):3-70.
- Bentley G, Dowd G . Current concepts of etiology and treatment of chondromalacia patellae.Clin Orthop 1984,189 : 209-228.
- Berg EE, Mason SL, Lucas MJ.Patellar height ratios : a comparison of four measurements methods.Am J Sports Med 1996 ; 24 :218-21.
- Bernageau J, Goutallier D, Debeyre J, Ferrané J. Nouvelle technique d'exploration de l'articulation fémoro-patellaire : incidences axiales quadriceps décontractés et quadriceps contractés. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 1975 ; 61 (Suppl 2):286-90.

- Biedert RM, Albrecht S. The patellothrocLEAR index : a new index for assessing patellar height. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006 ;14 :707-12.
- Bishop RED, Denham RA. A note on the ratio between tensions in the quadriceps tendon and infrapatellar ligament. *Eng Med* 1977 ; 6 : 53-4.
- Blumensaat C. Die Lageabweichungen und Verrekungen der Kniescheibe. *Ergebn. Chir. Orthop.* 31 149-223. 1938.
- Boon-Itt SB. The normal position of the patella. *Am J. Roentgenol.* 24,4,389-394. 1930.
- Brattström H. Patella alta in non-dislocating knee joints. *Acta Orthop Scandinav.* 41,578-588, 1970.
- Browne C, Hermida JC, Bergula A, Colwell CW, D'Lima DD. Patellofemoral forces after total knee arthroplasty : effect of extensor moment arm . *Knee*, 2005 ;12:81-8.
- Brooke R. The treatment of fractured patella by total excision : a study of morphology and function. *Br J Surg* 1937 ; 24 : 733-47.
- Buff HU, Jones LC, Hungerford. Experimental determination of forces transmitted through the patellofemoral joint. *J Biomechanics* 1988 ; 21 : 17-23.
- Burgess RC. A new method of determining patellar position. *J Sports Med Phys Fitness* 1989 ; 29 : 398-9.
- Burstein AH, Wright TM. Biomecánica .En : *Insall. Cirugía de la rodilla*. Buenos Aires. Bogotá. Caracas. Madrid. México. Sao Paulo. Editorial médica Panamericana. 1994.
- Cabadas González MI. Desarrollo teórico de una artroplastia modular de cadera. Control clínico precoz (tesis doctoral). Madrid. Universidad Complutense. 1993.
- Callanan A, Morris LG, McGloughlin TM. Finite element and photoelastic modelling of an abdominal aortic aneurysm: a comparative study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2012;15(10):1111-9.
- Canale ST , Beaty JH. *Campbell's operative orthopaedics*. New York. Mosby/Elsevier. 2012.

- Cardoso Z. Estudio Clínico y Biomecánico de Tres Diseños de Cotilo No Cementado en Artroplastias Totales de Cadera Primarias (tesis doctoral).Madrid. Universidad Complutense . 2009.
- Caton J.Methode de mesure de la hauteur de la rotule.Acta Orthop Belg,1989,55:385-6.
- Caton J, Deschamps G, Chambat P, Lerat JL, Dejour H. Les rotules basses.A propos de 128 observations.Rev Chir Orthop.1982,68, 317-325.
- Caton J, Mironneau A, Walch G, Levigne C, Michel CR. La rotule haute idiopathique chez l'adolescent.A propos de 61 cas opérés.Rev Chir Orthop 1990,76,253-260.
- Chareancholvanich K, Narkbunnam R. Novel method of measuring patellar height ratio using a distal femoral reference point. In Orthop 2012, 36 :749-53.
- Cowell HR. Editorial. Radiographic measurements and clinical decisions.J Bone Joint Surg 1990,72 A : 319.
- Dally, J. W., Riley, W. F., 1978. Experimental stress analysis. Second Edition. International Student Edition. ISBN 0-07-015204-7
- De Carvalho A, Andersen AH, Topp S, Jurik AG.A method for assesing the height of the patella.Int Orthop 1985,9 : 195-97.
- Dejour D, Levigne C, Dejour H.Postoperative low patella : treatment by lengthening of the patellar tendon.Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 1995; 81 :286-95.
- Dejour D, Saggin PRF. Disorders of the patello femoral joint.En :Insall & Scott . Surgery of the knee.New York.Elsevier .Churchill Livingstone.Fifth edition. 2012.
- Dejour H, Walch G, Nove-Josserand L, Guier C .Factors of patellar instability:an anatomic radiographic study.Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 1994 ; 2 : 19-26
- Denham RA, Bishop RED.Mechanics of the knee and problems in reconstructive surgery.J Bone Joint Surg 1978; 60-B : 345-52.
- Draganich LF, Andriacchi TP, Andersson BJ. Interaction between intrinsic knee mechanics and the knee extensor mechanism. J Orthop Res 5 :539-547. 1987.
- Egund N, Lundin A, Wallengren NO.The vertical position of the patella : a new radiographic method for routine use.Acta Radiol 1988 ; 29 :555-8.

- Ellis MI, Seedhom BB, Wright J, Dowson D. An evaluation of the ratio between the tensions along the quadriceps tendon and the patellar ligament. *Eng Med* 1980 ; 9 : 189-94 .
- Ezquerro, P., 2012. Desarrollo y aplicación de técnicas fotoelásticas para el análisis experimental de tensiones debidas a fuerza centrífuga en elementos de máquinas. Proyecto fin de carrera. Universidad Politécnica de Madrid, ETSII. España.
- Fakhouri SF, Shimano MM, Araujo CA, Defino HLA, Shimano AC. Analysis of stress induced by screws in the vertebral fixation system. *Acta Ortop Bras*. [online].2014;22(1):17-20.
- Fehring TK , Peindl RD, Humble RS, Harrow ME, Frick SL. Modular tibial augmentations in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1996 Jun;(327):207-17.
- Fernández-Rodríguez Fairén M. Estudio biomecánico de la articulación femoro-patelar. Implicaciones clínico-terapéuticas (tesis doctoral), Zaragoza, Universidad de Zaragoza, 1986.
- Ferrández L, Usabiaga J, Yubero J, Sagarra J .An experimental study of the redistribution of patellofemoral pressures by the anterior displacement of the anterior tuberosity of the tibia. *Clin Orthop* 1989 ; 238 :183-189.
- Ficat P, Hungerford D. Disorders of the patellofemoral joint. Baltimore : Williams&Wilkins, 1977.
- Figgie HE, Goldberg VM, Heiple KG, Moller HS, Gordon NH. The influence of tibial patellofemoral location on function of the knee in patients with the posterior stabilized condylar knee prosthesis. *J Bone Joint Surg* 1986; 68 A : 1035-1040.
- Finlay JB , Rorabeck CH, Bourne RB, Tew WM. In vitro analysis of proximal femoral strains using PCA femoral implants and a hip-abductor muscle simulator. *J Arthroplasty*. 1989 Dec;4(4):335-45.
- Fulkerson JP. Disorders of the patellofemoral joint. Baltimore. Williams & Wilkins; 1997.
- García Nieto E. Análisis de micromovilidad en vástagos femorales mediante ensayo dinámico de oscilaciones libres. (Tesis doctoral). Madrid. Universidad Politécnica de Madrid , 2013.

- Goiato MC, Ribeiro Pdo P, Pellizzer EP, Garcia Júnior IR, Pesqueira AA, Haddad MF. Photoelastic analysis of stress distribution in different retention systems for facial prosthesis. *J Craniofac Surg*. 2009 May;20(3):757-61.
- Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M. Patellofemoral joint mechanics and pathology. 1. Functional anatomy of the patello-femoral joint. *J Bone Joint Surg* 58-B, 3:287-90.
- Grelsamer RP, Weinstein CH. Applied biomechanics of the patella. *Clin Orthop* 2001; 389 : 9-14.
- Grelsamer RP, Meadows S. The modified Insall-Salvati ratio for assesment of patellar height. *Clin Orthop* 1992;282:170-6.
- Grelsamer RP. Patella baja after total knee arthroplasty. Is it really baja? *J Arthroplasty* 2002; 17:66-9.
- Grood ES, Suntay WJ, Noyes FR, Butler DL. Biomechanics of the knee-extension exercise. Effect of cutting the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 1984;66-A:725-34.
- Heegaard J, Leyvraz PF, Curnier A, Rakotomanana L, Huiskes R. The biomechanics of the human patella during passive knee flexion. *J Biomechanics* 1994 ; 28 :1265-79.
- Hehne J. Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance. *Clin Orthop* 1990, 250 : 73-85.
- Hey Groves EW. Note on the extensión apparatus of the knee joint. *Br J Surg* 1937;24:747-52.
- Hirano A, Fukubayashi T, Ishii T, Ochiai N. Relationship between the patellar height and the disorder of the knee extensor mechanism in inmature athletes. *J Pediatr Orthop* 2001, 21: 540-4.
- Hirokawa S. Three- dimensional mathematical model analysis of the patellofemoral joint. *J Biomechanics* 1991; 24 : 659-71.

- Hirokawa S , Yamamoto K, Kawada T. Circumferential measurement and analysis of strain distribution in the human ACL using a photoelastic coating method J Biomech. 2001 Sep;34(9):1135-43.
- Huberti HH,Hayes WC,Stone JL, Shybut GT.Force ratios in the quadriceps tendón and ligamentum patellae.J Orthop Res 1984;2:49-54.
- Hungerford DS, Barry M.Biomechanics of the patellofemoral joint.Clin Orthop 1979;144:9-15.
- Hvid I, Andersen L I, Schmidt H.Patellar height and femoral trochlear development.Acta Orthop Scand 1983;54: 91-3.
- Ihn JC , Ahn MW, Kim DM. Photoelastic analysis of stress distribution on the tibiofemoral joint after meniscectomy. Orthopedics. 1992 Dec;15(12):1445-50.
- Insall J : Current concepts review : patellar pain.J Bone Joint Surg Am 1982 ; 64 : 147-52.
- Insall J, Falvo KA, Wise DW.Chondromalacia patellae.A prospective study.J Bone Joint Surg 1976; 58-A: 1-8.
- Insall J, Goldberg V, Salvati E.Recurrent dislocation and the high-riding patella.Clin Orthop 1972,88: 67-9.
- Insall J, Salvati E.Patella position in the normal knee joint.Radiology 101 : 101-104, october 1971.
- Insall & Scott.Rodilla.Madrid.Marban.2006.
- Iwano T, KurosawaH, Tokuyama H, Hishikawa Y. Roentgenographic and clinical findings of patellofemoral osteoarthritis : with special reference to its relationship to femorotibial osteoarthritis and etiologic factors. Clin Orthop 1990 ;252 :190-7.
- Jacobsen K, Bertheussen K. The vertical location of the patella.Acta Orthop Scand 1974,45 : 436-45.
- Jakob RP, Von Gumpfenberg S, Engelhardt P.Does Osgood-Schlatter disease influence the position of the patella? J Bone Joint Surg 63-B : 579-82.1981.
- Jansen M.Genu impressum und Patella alta und ihr Verhalten zu bekannten Erscheinungen wie Fetteinklemmungen,Knorpelschäden und patellarluxation.Ztschr.f.osthop.Chir

- . 1929, 52:314-31. (Citado en Boon-Itt SB. The normal position of the patella. Am J. Roentgenol. 1930.24 : 389-94).
- Kadakia NR, Illahi OA. Interobserver variability of the Insall-Salvati ratio. Orthopedics 2003, 26 321-3.
- Kannus PA. Long patellar tendon : radiographic sign of patellofemoral syndrome. A prospective study. Radiology 1992 ; 185 : 859-63.
- Kapandji IA. La rodilla. En : Cuadernos de fisiología articular. Barcelona. Masson. 1994.
- Karadimas JE, Piscopakis N, Syrmalis L. Patella alta and chondromalacia. Int Orthop 1981, 5 :247-9.
- Kaufer H. Mechanical function of the patella. J Bone Joint Surg 1971; 53-A:1551-60
- Kaufer H. Patellar biomechanics. Clin Orthop 1979; 144:51-4.
- Koshino T, Sugimoto K. New measurement of patellar height in the knees of children using the epiphyseal line midpoint. J Pediatr Orthop, 1989, 9, 2, 216-218.
- Krevolin JL, Pandy MG, Pearce JC. Moment arm of the patellar tendon in the human knee. J Biomechanics, 2004; 37:785-8.
- Kujala UM, Aalto T, Österman K, Dahlström S. The effect of volleyball playing on the knee extensor mechanism. Am J Sports Med 1989, 17 : 766-9.
- Kujala UM, Kvist M, Heinonen O. Osgood – Schlatter’s disease in adolescent athletes. Retrospective study of incidence and duration. Am J Sport Med 1985, 13: 236-41.
- Labelle H, Peides JP, Lévesque HP, Fauteux P, Laurin CA. Evaluation of patellar position by tangential x-ray visualisation. Union Med Can 1976 ; 105 : 870-3.
- Laurin CA. The investigation of the patellofemoral joint. J Bone Joint Surg (Br) 1977; 59-B (suppl):107.
- Leung YF, Wai YL, Leung YC. Patella alta in southern China. A new method of measurement. Int Orthop 1996, 20 :305-310.
- Linclau L. Measuring patellar height. Acta Orthop Belg 1984 50:70-80.
- Linclau L, Dokter G. Iatrogenic patella “baja”. Acta Orthop Belg 1984, 50:75-80.

- Luyckx T, Didden K, Vandenuecker H, Labey L, Innocenti B, Bellemans J. Is there a biomechanical explanation for anterior knee pain in patients with patella alta? Influence of patellar height on patellofemoral contact force, contact area and contact pressure. *J Bone Joint Surg* ; 2008 ; 91-B: 344-350.
- Leszko F. Biomechanics and vibroarthrography of the patellofemoral joint. En : Insall & Scott surgery of the knee. Fifth edition .New York. Elsevier. Churchill Livingstone. 2012.
- Leszko F, Sharma A, Komistek RD, Mahfouz MR, Cates HE, Scuderi G. Comparison of in vivo patellofemoral kinematics for subjects having high-flexion total knee arthroplasty implant with patients having normal knees. *J Arthroplasty* 2010 , 25 : 398-404.
- López Villacís GE. Estudio comparativo de los métodos de elementos finitos y fotoelástico en la determinación de esfuerzos para mejorar el diseño mecánico de piezas. (tesis doctoral). Ambato. Ecuador, 2013.
- Mahoney OM, Kinsey TL. Modular femoral offset stems facilitate joint line restoration in revision knee arthroplasty. *Clin Orthop* 2006; 446: 93-8.
- Maquet P. Biomécanique de l'articulation patellofémorale. *Acta Orthop Belg*, 1978, 44: 578-588.
- Maquet PGJ. Biomechanics of the knee. With application to the pathogenesis and the surgical treatment of osteoarthritis. Berlin. Heidelberg. New York. Springer-Verlag; 1976.
- Marks KE, Bentley G. Patella alta and chondromalacia. *J Bone Joint Surg* 1978, 60(B): 71-3.
- Mason JJ, Leszko F, Johnson T, Komistek RD. Patellofemoral joint forces. Review. *J Biomechanics* 2008, 41 : 2337-48.
- Matthews LS, Sonstegard DA, Henke JA . Load bearing characteristics of the patellofemoral joint. *Acta Orthop Scand* 1977, 48 : 511-16.
- Micheli LJ, Slater JA, Woods E, Gerbino PG. Patella alta and the adolescent growth spurt 1986, 213 : 159-62.

- Miller TT, Staron RB, Feldman F. Patellar height on sagittal MR imaging of the knee. *AJR Am J Roentgenol* 1996 ; 167 : 339-41.
- Müller ME , Allgöwer M , Schneider R , Willenegger H. *Manual de osteosíntesis*. 1993. Springer-Verlag Ibérica. Barcelona.
- Muller JM , Pupin P, Hureau J. Etude photoelasticimétrique tridimensionnelle de la patella (rotule). *Methodologie et premiers résultats. Bulletin de l' association des anatomistes* 1980 ; 64 :89-95.
- Neyret P, Robinson AHN, Le Coultre B, Lapra C, Chambat P. Patellar tendon length – the factor in patellar instability ? *The Knee* (2002)9 :3-6.
- Nisell R. Mechanics of the knee. A study of joint and muscle load with clinical applications. *Acta Orthop Scand* 1985;56 :suppl 216.
- Nordin M, Frankel VH. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Philadelphia. Baltimore. New York. London. Buenos Aires. Hong Kong. Sydney. Tokyo. Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins. 2012.
- Noyes FR, Wojtys EM, Marshall MT. The early diagnosis and treatment of developmental patella infera syndrome. *Clin Orthop* 1991;265:241-52.
- Ogden JA, Southwick WO. Osgood-Schlatter's disease and tibial tuberosity development. *Clin Orthop* 116 :180-9. 1976.
- Osgood RB. Lesions of the tibial tubercle occurring during adolescence. *Boston Med J*. 148:114. 1903. In : *The Classic*. *Clin Orthop* 1993 ; 286 : 4-9.
- Partington PF, Sawhney J, Rorabeck CH, Barrack RL, Moore J. Joint line restoration after revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1999, 367 : 165-71.
- Pauwels F. *Biomechanics of the Locomotor Apparatus*, 1980. Contributions on the functional anatomy of the locomotor apparatus. Springer-Verlag. Berlin. Heidelberg. New York. 1980.
- Phillips CL, Silver DAT, Schranz PJ, Mandalia V. The measurement of patellar height. A review of the methods of imaging. *J Bone Joint Surg* 2010, 92 B:1045-53.
- Porteous AJ, Hassaballa MA, Newman JH. Does the joint line matter in revision total knee replacement? *J Bone Joint Surg*, 2008, 90 B: 879-884.

- Portner O, Pakzad H. The evaluation of patellar height : a simple method.J Bone Joint Surg 2011;93:73-80.
- Powers CM, Chen YJ, Scher IS, Lee TQ . Multiplane loading of the extensor mechanism alters the patellar ligament force / quadriceps force ratio.J Biomech Eng 132 (2) : 024503.doi : 10.1115/1.4000852. 2010.
- Powers CM, Chen YJ, Scher, Lee TQ.The influence of patellofemoral joint contact geometry on the modelling of three dimensional patellofemoral joint forces.J Biomechanics 2006, 39 :2783-2791.
- Powers CM, Chen YJ,Farrokhi S, Lee TQ.Role of peripatellar retinaculum in transmission of forces within the extensor mechanism. J Bone Joint Surg 2006,9 :2042-7.
- Proubasta I, Gil- Mur J, Planell JA. Fundamentos de biomecánica y biomateriales.Madrid.Ergon.1997.
- Refior, HJ, Schidlo C, Plitz W, Heining, S. Photoelastic and thermoelastic measurement of stress on the proximal femur before and after implantation of a hip prosthesis with retention of the femoral neck. Orthopedics ; May 2002; 25, 505-11;
- Reilly DT, Martens M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patellofemoral joint reaction force for various activities.Acta Orthop Scand. 43 :126-137.1972.
- Ries MD , Salehi A, Shea J. Photoelastic analysis of stresses produced by different acetabular cups. Clin Orthop Relat Res. 1999 Dec;(369):165-74.
- Rodrigues DC , Falci SG , Lauria A , Marchiori EC , Moreira RW . Mechanical and photoelastic analysis of four different fixation methods for mandibular body fractures. J Craniomaxillofac Surg. 2015 Apr;43(3):306-11.
- Rogers BA, Thornton-Bott P, Cannon SR, Briggs TW.Interobserver variation in the measurement of patellar height after total knee arthroplasty. J Bone Joint Surg (Br) 2006 ; 88-B :484-8.
- Sanchís-Alfonso V.Anterior knee pain and patellar instability. London . Springer-Verlag ; 2011
- Scuderi GR.The patella.New York.Berlin. Heidelberg. Springer-Verlag .1995.

- Schlenzka D, Schwesinger G. The height of the patella : an anatomical study. *Eur J Radiol* 1990 ; 11 : 19-21.
- Schultess W. Zur pathologie und therapie des spatischen gliederstarres. *Z Orthop Chir* , 1899, 6:1.(en Ahlbäck S, Mattsson S. Patella alta and gonarthrosis. *Acta Radiol* 1978, 19:578-84)
- Seil R, Müller B, Georg T, Kohn D, Rupp S. Reliability and interobserver variability in radiological patellar height ratios. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc* 2000,8 :231-6.
- Sharma A, Leszko F, Komistek RD, Scuderi GR, Cates HE, Liu F. In vivo patellofemoral forces in high flexion total knee arthroplasty. *J Biomechanics* 2008 ; 41: 642-8.
- Sheehan FT. The 3-D patellar tendon moment arm : quantified in vivo during volitional activity. *J Biomechanics* 2007;40:1968-74.
- Simamoto Júnior PC , da Silva-Neto JP, Novais VR, de Arruda Nóbilo MA, das Neves FD, Araujo CA. Photoelastic stress analysis of mandibular fixed prostheses supported by 3 dental implants. *Implant Dent*. 2014 Dec;23(6):704-9.
- Simmons E, Cameron JC . Patella alta and recurrent dislocation of the patella. *Clin Orthop* 1992, 274 :265-9 .
- Singerman R, Davy DT, Goldberg VM. Effects of patella alta and patella infera on patellofemoral contact forces. *J Biomechanics* 1994 ; 27 : 1059-65.
- Smidt GL. Biomechanical analysis of the knee flexion and extension. *J Biomechanics* 6:79-92. 1973.
- Staheli L. *Ortopedia paediátrica*. Madrid. Marbán .2003.
- Stein G, Eichler C, Ettmann L, Koebke J, Müller LP, Thelen U, Skouras E. Tibiofibular screw fixation for syndesmotic ruptures: a biomechanical analysis. *Surg Radiol Anat*. 2012 Sep;34(7):593-7.
- Stiehl JB, Komistek RD, Dennis DA, Keblish PA . Kinematics of the patellofemoral joint in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2001 ; 16 : 706-14.

- Ten Ham AM, Wymenga AB, Jacobs WCH. The use of the knee joint-line balancer to control patella position in revision total knee arthroplasty. *The Knee* 2005, 12 : 89-92.
- Thèvenin-Lemoine C, Ferrand M, Courvoisier A, Damsin JP, Ducou le Pointe H, Vialle R. Is the Caton- Deschamps index a valuable ratio to investigate patellar height in children?. *J Bone Joint Surg* 2011, 93 :750 . doi : 10.2106/JBJS.J.00759.
- Tigani D, Ferrari D, Trentani P, Barbanti-Brodano G, Trentani F. Patellar height after tibial osteotomy. *Int Orthop* 2001; 24 : 331-334.
- Trillat A, Dejour H, Bousquet G. *Chirurgie du genou. 3^e Journées Lyonnaises. 1977.* Simep éditions, Lyon .(en Sanchís-Alfonso V. Anterior knee pain and patellar instability. London. Springer-Verlag ;2011).
- Van Eijden TMGJ, Kouwenhoven E, Verburg J, Weijs WA. A mathematical model of the patellofemoral joint. *J Biomechanics* 1986; 19: 219-229.
- Van Eijden TMGJ, Kouwenhoven E, Weijs WA. Mechanics of the patellar articulation. Effects of patellar ligament length studied with a mathematical model. *Acta Orthop Scand* 1987; 58:560-6.
- Van Eijden TMGJ, Weijs WA, Kouwenhoven E, Verburg J. Forces acting on the patella during maximal voluntary contraction of the quadriceps femoris muscle at different knee flexion/extension angles. *Acta anat* 1987; 129 : 310-314.
- Van Eijden TMGJ, Kouwenhoven E, Weijs WA . The influence of anterior displacement of the tibial tuberosity displacement on patellofemoral biomechanics. *Int Orthop* 1987; 11: 215-221.
- Van Eijden TMGJ, de Boer W, Weijs WA. The orientation of the distal part of the quadriceps femoris as a function of the knee flexion-extension angle. *J Biomechanics* 1985; 18 : 803-9.
- Vaquero J , Arriaza R. The patella thinning osteotomy. An experimental study of a new Technique for reducing patellofemoral pressure. *Int Orthop* 1992 ; 16 :372-6.
- Visuri T, Pihlajamäki HK, Mattila VM, Kiuru M. Elongated patellae at the final stage of Osgood-Schlatter disease : a radiographic study . *The Knee* 14 :198-203. 2007.

- Walker P, Harris I, Leicester A. Patellar tendón-to-patella ratio in children. *J Pediatr Orthop*, 1998; 18: 129-131,
- Ward SR, Terk MR, Powers CM. Influence of patella alta on knee extensor mechanics. *J Biomechanics*; 2005; 38:2415-22.
- Ward SR, Terk, Powers CM. Patella alta: association with patellofemoral alignment and changes in contact area during weight – bearing. *J Bone Joint Surg* ,2007; 89:1729-55.
- Wieners G , Pech M, Streitparth F, Jansson V, Plitz W. [Photoelastic stress analysis of human femurs before and after implantation of different models of femur neck prostheses]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 2007 Jan-Feb; 145(1):81-7.
- Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, Whittle M, D'Lima DD, Cristofolini L, Witte H, Schmid O, Stokes I. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for reporting of human joint motion . *J Biomechanics* 2002 35 :543-8.
- Yamaguchi GT, Zajac FE. A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. *J Biomechanics* 1989 ; 22 : 1-10.
- Yiannakopoulos CK, Mataragas E, Antonogiannakis. The effect of quadriceps contraction during weight-bearing on four patellar height indices. *J Bone Joint Surg*, 2008, 90B: 870-3.
- Yoshii I, Whiteside LA, White SE, Miliano MT. Influence of prosthetic joint line position on knee kinematics and patellar position. *J Arthroplasty*, 1991 ; 6:169-77.
- Zang YL(1), Yang S, Wang QM, Zhang ZW, Ye QB, Zeng YJ. Stress analysis of a plate-rod system for scoliosis correction. *J Med Eng Technol*. 2010 Oct-Nov; 34(7-8):437-42.

ANEXO

Trabajos científicos ya publicados por el autor y Autorización de la Editorial

Journal of Pediatric Orthopaedics
17:63-66 © 1997 Lippincott-Raven Publishers, Philadelphia

Radiologic Study of Patellar Height in Osgood-Schlatter Disease

G. Aparicio, M.D., *J. C. Abril, M.D., E. Calvo, M.D., and L. Alvarez, M.D.

Study conducted at the Fundación Jiménez Díaz and Hospital del Niño Jesús, Universidad Autónoma de Madrid, Madrid, Spain

Summary: There are contradictory reports regarding patellar position in the Osgood-Schlatter disease. We present a prospective statistical study of 17 patients with Osgood-Schlatter disease and 12 adolescents without anterior knee pain. The Caton-Deschamps index was assessed on strictly the lateral radiograph of the knee. The findings indicate a strong association

between Osgood-Schlatter disease and patella alta. This increase in patellar height would require an increase in the force needed from the quadriceps to achieve full extension. This mechanism could be responsible for the apophyseal lesion. **Key Words:** Patellar height—Patella alta—Caton-Deschamps index—Osgood-Schlatter disease.

The Osgood-Schlatter (OS) disease is a well-described clinical condition, although its origin remains controversial. This disease affects the proximal tibial apophysis of adolescents. Mechanical (7,11), growth (14) or traumatic (6,14) factors (or a combination of these) have been suggested as causes of this lesion, but none of them has been adequately demonstrated.

There are contradictory reports regarding the patellar position in this disease, with some authors finding a high patella (11), and others a low patella (12). A high patella has been reported as a complication of OS disease (11,14), but not as a possible cause of this condition. The biomechanical consequences of a high patella have been described in otherwise healthy knees by Caton et al. (3), Huberti et al. (9), and Ellis et al. (5).

To our knowledge, based on a review of the literature, no prospective statistical work has been carried out to determine the patellar position in OS disease. Our study attempted to determine the patellar position and its etiologic relations.

MATERIAL AND METHODS

Twenty-nine patients (41 knees) were studied. Seventeen (24 knees) had OS disease. The following criteria were considered to include our patients in this group: adolescents with anterior tibial tuberosity (ATT) pain associated with local increased prominence. We carefully excluded other causes of knee pain, particularly those related to the patella.

The results were compared with a control group that included 12 adolescents (17 knees) who had never had

anterior knee pain or symptoms of patellar instability, and who required a lateral radiograph for other reasons, mainly injuries.

A full clinical examination of both knees was performed in all cases, with special interest taken in the size and tenderness of the ATT and in anterior knee pain.

Radiologic examination consisted of a lateral film of the affected knee slightly flexed, near 30°, with the tibial tuberosity in profile. In all cases, the radiographs were taken during the acute phase. Only radiographs in which the two femoral condyles were superimposed were accepted as valid (Fig. 1). All radiographs were supervised by one of the authors (J.C.A.).

The Caton-Deschamps (CD) index² was measured by

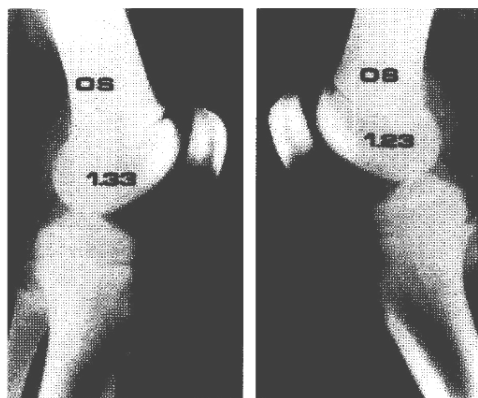


FIG. 1. Strict lateral radiograph of both knees in a patient with OS disease. The Caton-Deschamps index was >1.20 (patella alta). Note superimposition of femoral condyles and degree of knee flexion.

Address correspondence and reprint requests to Dr. J. C. Abril, Arzobispo Morcillo 42, 28029, Madrid, Spain.

From the Departments of Pediatric Orthopaedic Surgery, Fundación Jiménez Díaz and *Hospital Niño Jesús, Madrid, Spain.

Patellar Height Ratios in Children: An Interobserver Study of Three Methods

G. Aparicio, M.D., *J. C. Abril, M.D., *J. Albiñana, M.D., Ph.D., and †F. Rodríguez-Salvanés

Orthopaedic Surgery Department, Hospital Virgen de la Salud, Toledo; *Pediatric Orthopaedic Department, Hospital Niño Jesús, Madrid; †Clinical Epidemiology Unit, Hospital de la Princesa, Madrid, Spain

Summary: Several indices for patellar height measurement have been described to relate patellofemoral instability and maltracking. No known study has proved interobserver reliability of these indices when applied to growing knees. This study included comparisons of three of these indices: Caton-Deschamps, Blackburne-Peel, and Koshino. Three observers

measured patellar height on 36 lateral radiographs of children's knees. The best interobserver agreement was achieved by the Caton-Deschamps method, a simple, reliable, and reproducible index that is not affected by skeletal maturation. **Key Words:** Blackburne indices—Caton—Knee—Koshino—Patellar height ratios.

Variation in the vertical position of the patella over the femoral condyles has been related to knee problems in children and adolescents. Patella alta is commonly associated with patellofemoral pain (8,16) and instability (10, 21,25,26). Causes include spastic neuromuscular disease such as cerebral palsy (10), patellar tendon avulsion (1), Osgood-Schlatter and Sinding-Larsen-Johansson disease (2,18,20). Patella baja is seen in flaccid neuromuscular diseases such as polio (9). Other common causes include quadriceps tendon rupture, reflex sympathetic dystrophy of the knee (9), and the postoperative patella infera following anterior cruciate ligament reconstruction (24) or tibial tubercle transposition (6,22).

Because patellar height has been incriminated in these knee disturbances, its assessment may be important, especially when a potential surgical procedure is planned (13,26).

Several methods to measure patellar height have been described: Insall-Salvati (17), Blackburne-Peel (5), Caton (9), Koshino (19), Grelsamer (14), Blumensaat (7), Norman (23), De Carvalho (12), Leung (21). To the authors' knowledge, the reliability of one of these methods over the others when applied during the growing period has yet to be defined. In the current study, a comparative interobserver analysis of the patellar height indices applicable to children is performed.

MATERIALS AND METHODS

Thirty-six strict lateral knee x-rays were studied. They were performed in children without knee pathology, ages 10 years to 15 years 1 month. Participants included 20 boys and 16 girls. Radiologic examination consisted of a lateral film of the knee slightly flexed, near 30°, with the tibial tuberosity in profile. The only x-rays accepted as valid were those in which the two femoral condyles were superimposed. All x-rays were supervised by one of the authors (J.C.A.).

Blackburne, Caton, and Koshino measurements were performed for each knee separately by each of the three authors (G.A., J.C.A., and J.A.) (Fig. 1). Tibial slope and notch angle (Brattström's U-angle) (8) were measured as well. Similarly, the number of knees measured using the midpoint of the most anterior profile of the tibial plateau instead of Caton's anterosuperior angle (10) was determined.



A descriptive statistical analysis was carried out to obtain the mean and standard deviation for each index and each observer, as well as the arithmetic mean of the observations made by the three observers for each index. The normal data distribution was determined by the Kolmogorov-Smirnov test.

For each knee measured, the mean result for each observer was compared with the mean results for each of the other two observers, using analysis of variance (ANOVA). When the result allowed rejection of the hypothesis of equality of the means, the comparisons of the pairs of means were subsequently made by Bonferroni's method. The correlation of the measurements for each index was analyzed by Pearson's correlation coefficient, which also was used to calculate the association between

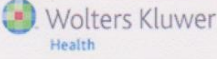
Received April 1, 1998; accepted May 5, 1998.

Investigation performed at the Department of Orthopedics, Hospital Niño Jesús, Universidad Autónoma, Madrid.

Address correspondence and reprint requests to J. C. Abril, Hospital del Niño Jesús, C/ Menéndez Pelayo 65. 28009, Madrid, Spain.

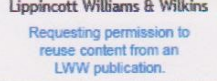



[Home](#)
[Account Info](#)
[Help](#)
[Live Chat](#)



Title: Radiologic Study of Patellar Height in Osgood-Schlatter Disease
Author: G. Aparicio, J. Abril, E. Calvo, et al
Publication: Journal of Pediatric Orthopaedics
Publisher: Wolters Kluwer Health, Inc.
Date: Jan 1, 1997
 Copyright © 1997, (C) Lippincott-Raven Publishers.

Logged in as:
 gustavo aparicio
 Hospital Clínico San Carlos
[LOGOUT](#)



Requesting permission to reuse content from an LWW publication.

This reuse is free of charge. No permission letter is needed from Wolters Kluwer Health, Lippincott Williams & Wilkins. We require that all authors always include a full acknowledgement. Example: AIDS: 13 November 2013 - Volume 27 - Issue 17 - p 2679-2689. Wolters Kluwer Health Lippincott Williams & Wilkins© No modifications will be permitted.

[BACK](#)
[CLOSE WINDOW](#)

Copyright © 2015 Copyright Clearance Center, Inc. All Rights Reserved. [Privacy statement](#) · [Terms and Conditions](#).
 Comments? We would like to hear from you. E-mail us at customer-care@copyright.com



Author's Permission Document Update on 1st July 2015

All authors of Wolters Kluwer Health must use RightsLink® to apply for permissions when reusing their own content, **if the intended use is not on this list**. The following reuse is free of charge (*non-commercial / non-for-profit purposes*):

Images/figures (1 figure, 1 abstract or 1 excerpt)

1. Re-publication in other journals / books with another STM Publisher (Elsevier, Nature, BMJ, Springer etc.) or non-STM publisher
2. Reuse in a presentation at a conference or seminar in an electronic format
3. Reuse in a newsletter for academic purposes if the number of copies does not exceed 100 (print and electronic format)
4. Make photocopies up to 100 copies

Full-text article

1. Translated and republished in other journals (English language publications will be considered as duplications and therefore will not be permitted)
2. Reuse in a presentation at a conference or seminar (print and electronic format)
3. Reuse in classroom material if the number of students per course does not exceed 100 (print and electronic format)
4. Make photocopies up to 100 copies (print and online format)
5. Posting on institution's repositories or personal blog: please see the terms in your Copyright Transfer Agreement which you have signed at the time of submission
6. Reuse in a dissertation/ thesis- without modification. If you want to post your dissertation/ thesis to your institutional repository please see point 5 here above

Please note that it is Wolters Kluwer's policy not to allow posting of your article in pdf format on social site networks.